

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

CÁLCULO DEL FACTOR DE CORRECCIÓN DE LA CALIDAD
DEL HAZ DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN PTW 30013
MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO

TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE FÍSICO

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

WILSON DANIEL ANDRADE CARVAJAL
wd.andrade@outlook.com

Director: MARCO VINICIO BAYAS REA
marco.bayas@epn.edu.ec

QUITO, NOVIEMBRE 2016

DECLARACIÓN

Yo WILSON DANIEL ANDRADE CARVAJAL, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual, correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su reglamento y por la normatividad institucional vigente.



Wilson Daniel Andrade Carvajal

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por WILSON DANIEL ANDRADE CARVAJAL, bajo mi supervisión



Marco Vinicio Bayas Rea
Director del Proyecto

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a mi profesor Marco Bayas por guiarme con paciencia y dedicación durante todo este proyecto. A mis padres, hermanas y amigos quienes directa o indirectamente ayudaron con su apoyo y consejo.

DEDICATORIA

A mis padres por su apoyo incondicional a lo largo de todos estos años de estudio.

Índice de contenido

Resumen	VIII
Abstract	IX
1. Radiación ionizante y materia	1
1.1. Aceleradores lineales	1
1.1.1. Acelerador lineal Varian Unique	3
1.2. Interacción con la materia	4
1.2.1. Interacción de partículas cargadas	4
1.2.2. Interacción de fotones	5
1.3. Dosis	5
1.3.1. Dosis equivalente	6
1.3.2. Dosis efectiva	6
1.4. Teoría de la cavidad	7
1.4.1. Teoría de Bragg-Gray	7
1.4.2. Teoría de Spencer-Attix	8
1.5. Cámara de ionización tipo farmer	9
1.5.1. Medición de dosis	11
2. Determinación de dosis y método Monte Carlo	13
2.1. Dosimetría para fotones de alta energía	13
2.1.1. Determinación de la dosis absorbida en agua	14
2.1.2. Condiciones de referencia	15
2.1.3. Determinación de la calidad del haz	15
2.2. Factor de corrección de calidad del haz K_Q	17
2.3. El algoritmo Monte Carlo para el seguimiento de partículas	19
2.3.1. Transporte de partículas	20
2.3.2. La plataforma GATE	21
3. Metodología para el cálculo de K_Q	25
3.1. Simulación Monte Carlo	25

3.1.1.	Definición de la geometría	25
3.1.2.	Espacio de fases para las fuentes de radiación	28
3.1.3.	Configuración de la simulación	30
3.2.	Cálculo del factor K_Q	32
3.3.	Esquema general de la metodología	33
4.	Factor de corrección de calidad del haz para la cámara de ionización	
	PTW 30013	34
4.1.	Número de partículas	34
4.2.	Factor de corrección K_Q	35
4.3.	Determinación de la calidad del haz simulado	38
4.4.	Validación del método para el cálculo del factor K_Q	39
5.	Conclusiones y discusión	42
	Referencias	44
A.	Anexo: Scripts	49
A.1.	Procesos físicos	49
A.2.	Tabla de materiales	50
A.3.	Cámara de ionización PTW 30013	51
A.4.	Script principal	52
A.5.	Espacio de fases	55
A.6.	Script para la curva de dosis a profundidad	61

Resumen

La determinación de la dosis absorbida en agua mediante cámaras de ionización requiere el uso de un factor de calibración. Las cámaras se calibran generalmente con un haz de radiación de referencia de cobalto 60. Cuando se tiene un haz de radiación diferente al utilizado en la calibración de la cámara, es necesario incluir el factor de corrección de la calidad del haz para poder determinar la dosis absorbida en agua. Los protocolos de dosimetría tienen tabulados los valores de este factor para diferentes cámaras de ionización y calidades de radiación, basándose en resultados teóricos y experimentales. Sin embargo, existen muchos modelos de cámaras de ionización para las cuales no se encuentra debidamente calculado este factor, limitando su uso. En este trabajo se presenta un método alternativo basado en simulaciones Monte Carlo con ayuda de la plataforma GATE, para determinar el factor de corrección de la calidad del haz de una cámara particular. Se utilizó la cámara de ionización tipo farmer PTW 30013 pues es una de las más utilizadas en dosimetría. La validación del método se realizó mediante una comparación entre los valores del factor de corrección de calidad del haz obtenidos con simulaciones y los tabulados en los protocolos de dosimetría. Debido a los tiempos de simulación excesivamente elevados se simuló únicamente una fracción del número de partículas propuesto en los protocolos de dosimetría para calcular el factor de corrección de la calidad del haz. Se encontró que conforme se incrementa el número de partículas disminuye la desviación estándar del factor calculado. De manera que simular 9×10^8 partículas era suficiente como para encontrar un resultado del factor de calidad del haz acorde a los reportados en la literatura.

Abstract

The determination of the absorbed dose in water using ionization chambers requires the use of a calibration factor. Chambers are usually calibrated with a reference radiation beam of cobalt-60. When the radiation beam differs from the one used in the chamber calibration, is necessary to include the beam quality correction factor in order to determine the absorbed dose in water. Dosimetry protocols provide values of this factor for different ionization chambers and radiation qualities, based on theoretical and experimental results. However, there are many models of ionization chambers for which this factor is not properly calculated limiting their use. Here an alternative method based on Monte Carlo simulations using the GATE platform to determine the beam quality correction factor for a particular chamber is presented. The farmer type ionization chamber PTW 30013 was used because it is one of the most widely used in dosimetry. The validation was performed by comparing the simulated values of beam quality correction factor and tabulated in dosimetry protocols. Due to high computation time the simulations were performed only with a fraction number of particles proposed in dosimetry protocols in order to calculate the beam quality correction factor. It was found that when the number of particles increases the standard deviation of the beam quality correction factor decreases. Simulating $9 \cdot 10^8$ particles was enough to find a beam quality factor value consistent with those reported in literature.

Capítulo 1

Radiación ionizante y materia

La radiación puede ser vista como la emisión o transmisión de energía en forma de ondas o partículas a través del espacio o de un medio material. Se dice que una radiación es ionizante cuando transporta energía suficiente como para producir ionización en el medio que atraviesa, caso contrario se habla de radiación no ionizante. La interacción de la radiación ionizante con la materia da lugar a la transferencia de energía en el medio absorbente [22, 23].

Cuando la radiación ionizante interactúa con tejido biológico, como el humano, se puede depositar suficiente energía dentro de las células como para producir daño en su estructura. El efecto en el agua de las células produce radicales libres que pueden causar la pérdida de su capacidad de reproducción y hasta su muerte. Tanto células cancerígenas como sanas experimentan efectos debido a la radiación, sin embargo, el daño a su estructura depende de su sensibilidad a la radiación [21, 22]. Las células que se dividen rápidamente como las células cancerígenas son más sensibles a estos fenómenos, por lo que se ven afectadas con dosis de radiación relativamente bajas. Los aceleradores lineales son actualmente las fuentes de radiación ionizante más utilizadas para eliminar células cancerígenas en pacientes oncológicos.

1.1. Aceleradores lineales

El acelerador lineal o linac es un dispositivo que utiliza ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas usualmente electrones, a altas energías dentro de un tubo lineal. El haz de electrones de alta energía por si mismo puede ser utilizado en el tratamiento de tumores superficiales. Sin embargo, cuando se los hace chocar contra un blanco, se obtienen fotones (rayos X) de alta energía para el tratamiento de tumores más profundos [35, 36].

Existen diferentes tipos de aceleradores lineales pero, los utilizados en radioterapia aceleran electrones con ondas electromagnéticas viajeras o estacionarias. La utilización de cualquiera de estas ondas depende del diseño del acelerador. En términos de funcionalidad para una onda viajera, se requiere de una terminación que absorba la energía residual al final de la estructura, para prevenir el rebote de la onda. Por otro lado las estructuras con ondas estacionarias tienen máxima reflexión en los extremos de la guía de onda, esto se logra con la combinación de ondas viajeras en diferentes direcciones. El diseño de ondas estacionarias tiende a ser más eficiente, por lo que es el utilizado en la fabricación de aceleradores [21, 22, 34].

Un acelerador lineal posee una gran cantidad de componentes, pero es posible representarlo tomando en cuenta sus partes más representativas como se observa en la Figura 1.1.

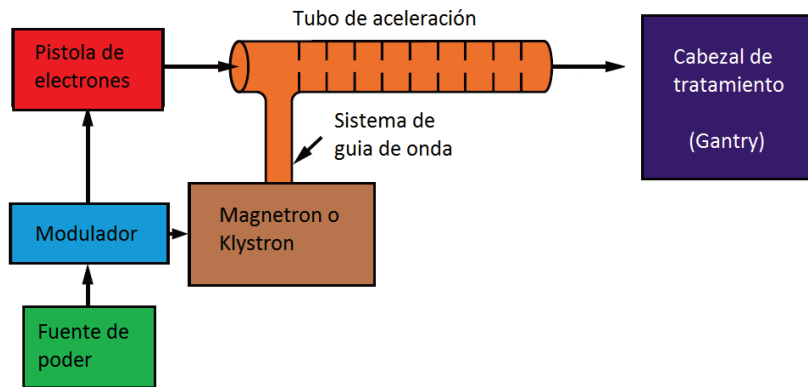


Figura 1.1: Esquema de un acelerador lineal con sus componentes principales [21].

La fuente de poder provee de corriente continua para alimentar al modulador, este posee una red de formación de pulsos y un tubo de interrupción conocido como thyatron de hidrógeno [22, 21]. Los pulsos de alto voltaje del modulador son pulsos de corriente continua con superficie plana de unos pocos microsegundos de duración. Estos pulsos son entregados al magnetrón o klystron y simultáneamente a la pistola de electrones. Los pulsos de microondas producidos en el magnetrón o klystron se introducen en el tubo acelerador que consiste en un sistema de guía de onda. Cuando esto sucede, los electrones producidos son inyectados pulsadamente a la guía de onda [34]. La guía de onda de un acelerador lineal consiste en un tubo de cobre, su interior se encuentra segmentado con un arreglo de anillos a diferentes distancias. Al estar sellado al vacío permite que los electrones viajen libremente a lo largo del tubo, en este trayecto interactúan con el campo electromagnético ganando energía suficiente para su utilización en tratamientos clínicos [22].

1.1.1. Acelerador lineal Varian Unique

El acelerador lineal Varian Unique produce una única energía de fotones de 6 MV. Su haz de radiación se caracteriza por tener una gran estabilidad en su tasa de dosis. Esto lo consigue mediante un generador de microondas basado en un magnetrón y un deflector del haz calibrado mecánicamente. Además, posee un sistema de multi-hojas Milenium MLC que minimizan el daño a tejidos sanos y permiten hacer uso de diferentes modalidades de tratamientos en radioterapia [22]. Cabe mencionar que este acelerador lineal es uno de los que posee el hospital oncológico SOLCA Quito, y es utilizado en tratamientos de radioterapia con intensidad modulada (IMRT).

Al igual que la mayoría de aceleradores lineales, los rayos X son producidos por el efecto Bremsstrahlung cuando los electrones chocan contra un blanco con elevado número atómico. El blanco es enfriado por agua y suficientemente grueso como para absorber todos los electrones incidentes. Producto de esto la energía de los electrones es convertida en un espectro de rayos X, con energía máxima igual a la de los electrones incidentes. El esquema de la Figura 1.2 muestra el cabezal del acelerador lineal o gantry, este contiene material de blindaje para evitar la fuga de radiación dispersa, además, se aprecia el blanco para producir rayos X, el filtro aplanador, la cámara de ionización, y los colimadores primarios y secundarios [36, 30].

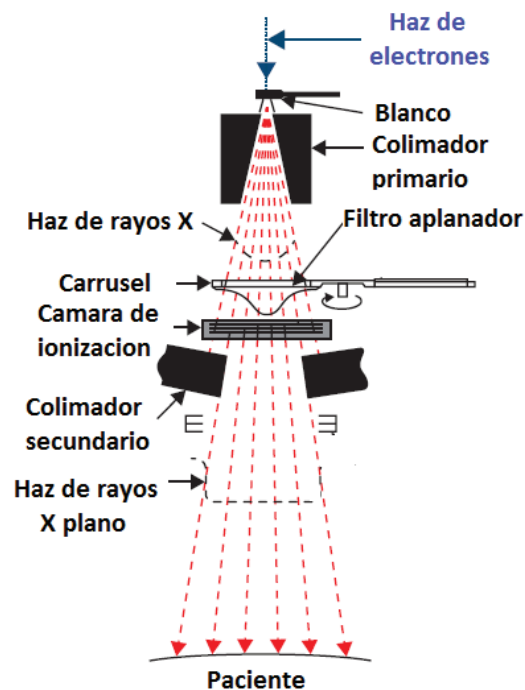


Figura 1.2: Componentes principales del cabezal de tratamiento (gantry) de un acelerador lineal [35].

1.2. Interacción con la materia

1.2.1. Interacción de partículas cargadas

La interacción de partículas cargadas con un medio se da principalmente por procesos de colisión. Estos procesos se encuentran mediados por la fuerza de Coulomb entre el campo eléctrico de la partícula viajera, el campo eléctrico de los electrones orbitales y los núcleos de los átomos del material. La colisión entre las partículas cargadas y los electrones atómicos resulta en la ionización y excitación de los átomos. Mientras que la interacción entre una partícula cargada (electrón) y un núcleo atómico resulta en una pérdida de energía por radiación de frenado, conocida como Bremsstrahlung [21]. Sin embargo, las partículas también pueden sufrir dispersión sin pérdida significativa de energía. Debido a que los electrones tienen una masa pequeña sufren mayor dispersión múltiple que las partículas cargadas más pesadas.

La razón de energía perdida por unidad de camino recorrido o el poder de frenado causado por la interacción de ionización de partículas cargadas con la materia, es proporcional al cuadrado de la carga de la partícula e inversamente proporcional al cuadrado de su velocidad [22]. Cuando una partícula disminuye su velocidad en un medio se incrementa la pérdida de energía, es decir, se incrementa la ionización, y aumenta la dosis depositada dentro del medio.

La pérdida de energía de la radiación ionizante cuando pasa a través de un material puede ser representada por una curva de Bragg [22, 24]. En el caso de partículas cargadas, la dosis depositada en agua se incrementa muy lentamente al principio, para luego sufrir un incremento brusco, luego del cual baja a un valor cercano a cero. Debido a que el pico de Bragg de estas partículas presenta una dispersión muy pequeña, se ha incrementado su uso en radioterapia, dando lugar a tratamientos más precisos con un menor impacto en el tejido sano.

Electrones

Debido a su masa relativamente pequeña, los electrones sufren una mayor dispersión múltiple y cambios en su dirección del movimiento. Como consecuencia, no se observa un pico de Bragg para los electrones, ya que los múltiples cambios en su dirección durante el proceso de frenado, modifican el pico de Bragg [22, 21]. En agua o en tejidos blandos los electrones al igual que otras partículas cargadas, pierden energía predominantemente por ionización y excitación. Esto da lugar a una transferencia de

energía o dosis absorbida por el medio.

Algunas veces, en un proceso de ionización, el electrón expulsado recibe suficiente energía para producir una trayectoria de ionización por si mismo. Este electrón expulsado se denomina electrón secundario, también conocido como rayo δ [24]. Además, este electrón puede interactuar con el campo electromagnético de un núcleo, y ser desacelerado rápidamente para perder parte de su energía en forma de Bremsstrahlung. La razón de pérdida de energía como resultado de la radiación de frenado se incrementa con el aumento de energía del electrón, y el número atómico del medio [22].

1.2.2. Interacción de fotones

Para un haz de fotones monoenergético que incide sobre un material, la intensidad del haz se reduce a medida que lo penetra. Esta reducción en la intensidad del haz luego de recorrer una distancia x en el material está dada por la ley exponencial de Beer [21],

$$I(x) = I(0)e^{-\mu x} \quad (1.1)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal, e $I(0)$ la intensidad del haz antes de penetrar en el materia. Se debe tener en cuenta que un haz de fotones definido por su espectro de energía se desvía de la ley exponencial de Beer [22].

La atenuación del haz es producto de la interacción entre los fotones y los átomos del medio. Es decir, cuando un haz de rayos X o rayos gamma pasa a través de un medio, se tiene la interacción entre los fotones y la materia, dando lugar una transferencia de energía al medio. La transferencia de energía, involucra la expulsión de electrones de los átomos del medio absorbente. Estos electrones transfieren su energía produciendo ionización y excitación de los átomos a lo largo de sus trayectorias. Los tres procesos principales para la expulsión de electrones son: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, y la producción de pares [21, 22].

1.3. Dosis

La magnitud más utilizada en dosimetría de la radiación es la dosis, también conocida como dosis absorbida, que equivale a la cantidad de energía depositada en un medio. Los organismos internacionales [5, 10, 26] definen a la dosis como la cantidad de energía depositada en un medio por unidad de masa. Su unidad en el Sistema Internacional de Unidades (SI) es el gray (Gy) que equivale a $1 J/kg$. Específicamente es

el cociente $d\epsilon/dm$, donde $d\epsilon$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm .

1.3.1. Dosis equivalente

Para describir el efecto relativo de los distintos tipos de radiaciones ionizantes sobre los tejidos vivos se utiliza la *Dosis Equivalente*. Esta se deriva de la dosis absorbida pero toma en cuenta la eficacia biológica relativa (RBE, por sus siglas en inglés: Relative Biological Effectiveness) de la radiación, que depende del tipo de radiación y su energía. Según la Comisión Internacional de Protección Radiológica [27] (ICRP por sus siglas en inglés) la dosis equivalente es una cantidad limitante, pues nos indica los límites de exposición para la aparición de efectos sobre la salud.

El cálculo de la dosis equivalente (H_T) se basa en la utilización de la dosis absorbida promedio $D_{T,R}$, en el volumen de un órgano o tejido específico T , y el factor de ponderación w_R , para un tipo de radiación R . Es decir el factor de ponderación w_R toma en cuenta la RBE de la radiación y modifica la dosis absorbida teniendo en cuenta los diferentes efectos biológicos. La unidad de dosis equivalente en el SI es el J/kg que tiene como nombre Sievert (Sv) [21, 22]. Dependiendo del tipo de radiación, la ICRP ha asignado diferentes valores para el factor de ponderación, con el fin de representar la eficacia biológica relativa. Para electrones, rayos X y rayos gamma el factor w_R adquiere un valor de uno [27].

1.3.2. Dosis efectiva

La dosis efectiva se encuentra definida como la suma ponderada de las dosis equivalentes en los tejidos u órganos del cuerpo humano. Representa el riesgo a la salud, es decir la probabilidad de inducir cáncer y efectos genéticos debido a la exposición a radiación ionizante [27]. La dosis efectiva es necesaria cuando se realiza una irradiación parcial o no uniforme del cuerpo humano, ya que la dosis equivalente no considera el tejido irradiado sino únicamente el tipo de radiación. Los diversos tejidos del cuerpo reaccionan a la radiación ionizante de diferentes maneras, por lo que la ICRP ha asignado factores de ponderación a los tejidos y órganos específicos de modo que el efecto de una irradiación parcial se puede calcular si se conocen las regiones irradiadas [21, 22]. Al igual que en la dosis equivalente la unidad de dosis efectiva es el Sievert.

1.4. Teoría de la cavidad

1.4.1. Teoría de Bragg-Gray

La teoría de la cavidad de Bragg-Gray, fue la primera teoría desarrollada para proveer una relación entre la dosis absorbida en un dosímetro y la dosis absorbida en el medio que contiene el dosímetro. Según la teoría de Bragg-Gray, la ionización producida en una cavidad llena de gas colocada en un medio está relacionada con la energía absorbida en el medio circundante. Cuando la cavidad es lo suficientemente pequeña de manera que su introducción en el medio no altera el número o la distribución de partículas que existiría en el medio sin la cavidad, entonces se satisface la relación de Bragg-Gray [21, 23]

$$D_{med} = J_g \cdot \frac{\bar{W}}{e} \cdot (\bar{S}/\rho)_g^{med} \quad (1.2)$$

donde D_{med} es la dosis absorbida en el medio (en ausencia de la cavidad), J_g es la carga de ionización producida por unidad de masa en la cavidad, \bar{W} es la energía media consumida por par de iones formado, e es la carga del electrón, y $(\bar{S}/\rho)_g^{med}$ es la razón del poder de frenado másico de colisión entre el medio y la cavidad. El producto de $J_g \cdot \bar{W}/e$ es la energía absorbida por unidad de masa de la cavidad.

Las condiciones para aplicar la teoría de la cavidad de Bragg-Gray [22] son:

- La cavidad debe ser pequeña comparada con el rango de las partículas cargadas incidentes, tal que su presencia no perturbe la fluencia de las partículas cargadas en el medio.
- La dosis absorbida en la cavidad es depositada solamente por las partículas cargadas que cruzan el volumen. Las interacciones de los fotones en la cavidad se asumen despreciables.

De estas condiciones se obtiene que la fluencia de electrones es la misma que la fluencia de equilibrio alrededor del medio. A su vez, esta condición solo puede ser validada para regiones donde se tenga equilibrio de partículas cargadas. La presencia de la cavidad siempre causa algún grado de perturbación en la fluencia, por lo que se requiere algún factor de corrección. Adicionalmente, la segunda condición implica, que todos los electrones que depositan la dosis dentro de la cavidad son producidos fuera de la cavidad, atravesandola por completo. Por lo tanto no hay producción de electrones secundarios que sean frenados dentro de la cavidad.

1.4.2. Teoría de Spencer-Attix

La teoría de Bragg-Gray no toma en cuenta la creación de electrones secundarios de alta energía, generados dentro de la cavidad como resultado de la interacción de electrones primarios. También asume que todas las pérdidas de energía por colisiones resultan en energía depositada dentro de la cavidad, esto significa que las partículas cargadas deberían perder energía por desaceleraciones continuas. F. Attix demostró que, la densidad de ionización depende de la pared que separa al medio de la cavidad, debido principalmente a los electrones secundarios [23, 21].

Esta es una teoría más general, que toma en cuenta la creación de los electrones secundarios con suficiente energía como para producir ionización adicional. Esto se traduce en una detección de dosis extra. Algunos de los electrones producidos dentro de la cavidad tienen suficiente energía para escapar de la misma, llevando algo de su energía con ellos. Esto reduce la energía absorbida en la cavidad, haciendo necesaria una corrección a la relación de poderes de frenado entre el medio y la cavidad [24].

La fluencia de los electrones secundarios en esta teoría se encuentra dividida en dos componentes basadas en una energía umbral Δ . Los electrones secundarios con energía cinética $E < \Delta$ son considerados lentos o que depositan su energía localmente, mientras que aquellos con energía $E \geq \Delta$ son considerados rápidos y son parte de un espectro de electrones [21]. Entonces el promedio restringido de los poderes de frenado máxicos de los electrones o fotones entre el medio y la cavidad $\langle L/\rho \rangle$, es:

$$\langle L/\rho \rangle = \frac{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) \cdot L/\rho(E) dE}{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) dE} \quad (1.3)$$

donde $\Phi(E)$ es la distribución de la fluencia de electrones en la energía, y L/ρ es el poder de frenado máxico por colisión que tiene a Δ como energía de corte. Por lo tanto, cuando se realiza la integración para obtener la energía depositada en la cavidad por la fluencia de electrones, el límite inferior de energía debe ser $\Delta > 0$. Para cámaras de ionización se debe tener un valor de energía en el orden de un electrón que acaba de cruzar la cavidad [22, 24]. Entonces, la formulación de Spencer-Attix para la teoría de la cavidad de Bragg-Gray utiliza la siguiente relación:

$$D_{med} = J_g \cdot \frac{\bar{W}}{e} \cdot \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_g^{med} \quad (1.4)$$

muy similar a la ecuación 1.2. Los cálculos Monte Carlo han mostrado que la diferencia entre las teorías de la cavidad de Spencer-Attix y Bragg-Gray no son despreciables

pero generalmente no muy significativas [22, 23].

1.5. Cámara de ionización tipo farmer

La cámara de ionización tipo farmer fue diseñada para proporcionar un estándar secundario estable y confiable para rayos X y gamma de todas las energías terapéuticas. Esta cámara conectada a un electrómetro específico para medir carga de ionización, se conoce como dosímetro estándar de Baldwin-Farmer [21, 22]. La modificación del diseño original por diferentes casas comerciales ofrece mejores características de respuesta de energía y una mayor consistencia del diseño entre una cámara a otra. Las paredes de la parte activa de la cámara están hechas de grafito puro, mientras que el electrodo central es de aluminio puro. El capuchón aislante se encuentra elaborado en polimetilmetacrilato (PMMA), mientras que el volumen sensible posee una cavidad de 0.6 cm^3 llena de aire [15]. Este volumen permite captar suficiente carga como para minimizar las fluctuaciones en su valor al realizar diferentes mediciones. Por lo que es la más utilizada en la medición de dosis absorbida en agua. En la Figura 1.3 se aprecia un esquema de la cámara de ionización desarrollada por Farmer, con las principales dimensiones para este tipo de cámaras.

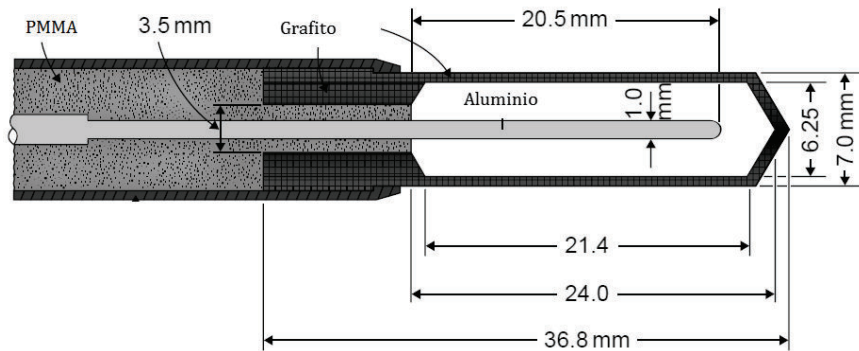


Figura 1.3: Esquema de la cámara de ionización desarrollada por Farmer de grafito/aluminio con volumen de aire 0.6 cm^3 , sus medidas aproximadas se encuentran en milímetros [22].

Componentes y características

1. *Pared de la cámara.* El material utilizado usualmente es el grafito o el plástico como el PMMA. En el caso de cámaras a prueba de agua se utiliza una cubierta plástica, la superficie interna tiene un recubrimiento de grafito para hacerla conductora.

2. *Electrodo externo.* Es la pared exterior de la cámara cuando ésta ha sido fabricada de un material conductor, en el caso de cámaras a prueba de agua el electrodo exterior es el recubrimiento interno de la pared.
3. *Electrodo central.* Consiste en una delgada barra de aluminio con 1 mm de diámetro. Este es el electrodo colector que entrega la corriente de ionización al dispositivo medidor de carga eléctrica (electrómetro).
4. *Electrodo de protección.* Su función es reducir la fuga de cualquier carga extraña del electrodo colector. Un conductor cilíndrico que se envuelve alrededor del aislante que rodea al electrodo central en el cuerpo de la cámara. Un segundo aislante se envuelve alrededor del electrodo de protección, que lo separa del electrodo exterior. El electrodo protector mantiene el mismo potencial que el electrodo central. Debido a que no hay diferencia de potencial entre el protector y el electrodo central, cualquier fuga de carga no llega al electrodo central.
5. *Volumen de la cámara.* Debido a que la pared está en contacto con el exterior, el volumen de la cavidad determina la masa de aire en la misma, y por lo tanto la sensibilidad (carga medida/unidad de exposición) de la cámara. Esta cámara tiene una cavidad cilíndrica con un volumen aproximado de 0.6 cm^3 .
6. *Dependencia de energía.* La dependencia energética (cambio en la respuesta / unidad de exposición con la energía del haz) para una cámara de ionización resulta de la composición y el grosor del material de la pared.
7. *Efecto Stem (vástago).* Surge de la señal inducida por la radiación en el cuerpo de la cámara de ionización, y el cable si se expone. El efecto stem se origina en el cuerpo y está directamente relacionado con la longitud de la cámara sin protección. La cantidad de efecto stem es una función de la energía, así como el tipo de haz utilizado (fotones o electrones). Las cámaras de tipo farmer completamente aisladas tienen efecto stem cercano al cero.

Punto efectivo de medida

Los electrones que atraviesan una cámara de ionización cilíndrica de radio interno r , entran en el volumen sensible a diferentes distancias desde el centro de la misma. Se demostró teóricamente que el punto de medida para una cámara cilíndrica en un haz unidireccional, está desplazado por $0.85r$ hacia la fuente y desde el centro [22, 15].

En la Figura 1.4 se tiene la sección transversal de una cámara de ionización cilíndrica expuesta a una fluencia de electrones Φ uniforme. Cuando un electrón ingresa a la

cámara por el punto A , el punto de medición se encuentra a una distancia X por encima del centro. El punto efectivo de medida está influenciado por; el número de electrones que ingresan por una superficie de área ds en el punto A de la cámara, y por la longitud del camino recorrido de estos electrones en la cavidad [23, 22].

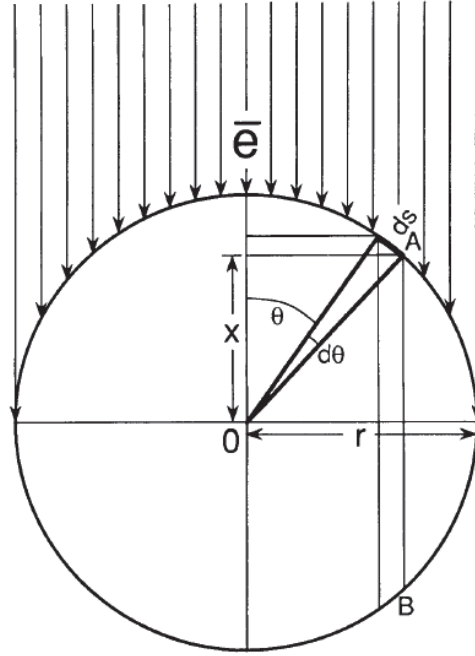


Figura 1.4: Diagrama de una cámara de ionización cilíndrica que ilustra el punto efectivo de medida. Imagen adaptada de la referencia [22].

El cambio en el punto de medición se debe a la forma cilíndrica de la cavidad de la cámara. Si hay un gradiente en la fluencia de electrones a través de la cavidad (como una atenuación exponencial de la curva de dosis en profundidad), un desplazamiento o cambio en el punto de medición darán como resultado una corrección de gradiente a la dosis medida en un punto correspondiente al centro de la cámara. Es importante mencionar que este es un resultado netamente teórico y puede ser modificado debido a diferentes condiciones de radiación como tipo de partículas utilizado.

1.5.1. Medición de dosis

La determinación de la dosis depositada en un paciente sometido a radiación proveniente de un acelerador lineal se realiza generalmente utilizando cámaras de ionización, y protocolos definidos por organismos internacionales [5, 10]. Estos protocolos utilizan una relación del tipo $D_Q = M_Q \cdot N_{D,Q}$ donde $N_{D,Q}$ es el factor de calibración, que convierte la lectura de la cámara de ionización, M_Q , en dosis D_Q para un haz de radiación con calidad Q . Idealmente se debería contar con un factor de calibración para cada cámara de ionización y para cada tipo de haz de radiación. Sin embargo, por razones

prácticas se utiliza cobalto 60 (^{60}Co) como haz de referencia para calibrar las cámaras de ionización.

Para trabajar con un haz de radiación con calidad arbitraria Q , como el proveniente de un acelerador lineal, es necesaria la utilización de un nuevo factor de corrección que nos permita convertir el factor de calibración $N_{D,^{60}\text{Co}}$ obtenido con un haz de ^{60}Co en el factor $N_{D,Q}$. A este factor se lo conoce como factor de corrección de la calidad del haz [5, 10, 16]. Su valor se encuentra tabulado en los protocolos, pero debido a que este factor depende tanto de la geometría de la cámara de ionización como de la calidad del haz de radiación utilizado, no se encuentra disponible para todos los modelos de cámaras de ionización. En este trabajo se utilizará la cámara de ionización PTW 30013 como modelo de estudio para calcular el factor de corrección de la calidad del haz, utilizando simulaciones Monte Carlo y así desarrollar una metodología que pueda utilizarse con cualquier modelo de cámara de ionización.

Capítulo 2

Determinación de dosis y método Monte Carlo

2.1. Dosimetría para fotones de alta energía

La Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA por sus siglas en inglés), y la Asociación Americana de Física en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés), han definido los protocolos TRS-398 [10] y TG-51 [5] respectivamente para para la calibración de haces de radiación y cálculo de dosis en radioterapia. Estos protocolos se basan en el uso de una cámara de ionización calibrada para el cálculo de dosis absorbida en agua con una fuente de radiación. Adicionalmente, establecen una base para la dosimetría, pues la dosis absorbida en agua es la cifra de mayor interés en radioterapia, ya que esta cantidad se relaciona directamente con los efectos biológicos de la radiación [7].

Los protocolos basados en la dosis absorbida en agua ofrecen la posibilidad de reducir la incertidumbre en el cálculo de dosis para haces de radiación externos, proporcionando un sistema más sólido de normas primarias que los estándares basados en el kerma en aire [7, 8]. Los estándares antiguos requieren de la utilización de diferentes factores de corrección para determinar la dosis absorbida en agua, pero algunos factores dependen del tipo de cámara de ionización sin tomar en cuenta las diferencias entre cámaras similares. La adopción de los protocolos basados en la dosis absorbida en agua permite una mejora en la precisión dosimétrica de entre 1 % y 2 % con respecto a anteriores protocolos [4, 5, 10]. Además, la simplificación para el cálculo de dosis es importante, pues permite minimizar errores que un usuario puede cometer.

2.1.1. Determinación de la dosis absorbida en agua

La dosimetría de referencia clínica, para haces de radiación externos, utiliza cámaras de ionización calibradas como base para sus medidas, por lo que es necesario contar un factor de calibración para el cálculo de dosis absorbida en agua. Tanto en el protocolo TG-51 como en el TRS-398 la relación utilizada para el cálculo de dosis absorbida en agua $D_{w,Q}$ para un haz de radiación con calidad Q bajo condiciones de referencia se expresa como el producto

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q}, \quad (2.1)$$

donde $N_{D,w,Q}$ es el factor de calibración que convierte la lectura de la cámara de ionización M_Q en dosis absorbida en agua en el punto de referencia. La lectura de la cámara de ionización en el electrómetro debe estar corregida por la recombinación de iones, la calibración del electrómetro, los efectos de polaridad de la cámara, y las correcciones para condiciones estándar de presión y temperatura. La ecuación 2.1 puede utilizarse directamente únicamente cuando la cámara de ionización ha sido calibrada con el mismo haz de radiación con el que se desea realizar mediciones de dosis [5, 10].

El factor de calibración debe ser obtenido de un laboratorio de estándares dosimétricos primario bajo condiciones de referencia. Para unificar los criterios de calibración se estableció la utilización de una fuente de cobalto 60 (^{60}Co) como radiación de referencia. En este caso la expresión para la dosis absorbida en agua $D_{w,^{60}\text{Co}}$ tendría la siguiente forma:

$$D_{w,^{60}\text{Co}} = M_{^{60}\text{Co}} \cdot N_{D,w,^{60}\text{Co}} \quad (2.2)$$

donde el factor de calibración $N_{D,w,^{60}\text{Co}}$ es obtenido de un laboratorio primario. Sin embargo, para trabajar con un haz de radiación con calidad arbitraria Q , se hace necesario el uso de un factor de corrección que nos permita convertir el factor $N_{D,w,^{60}\text{Co}}$, obtenido con un haz de ^{60}Co , en el factor $N_{D,w,Q}$ para un haz de radiación cualquiera. Este factor es conocido como factor de corrección de calidad del haz K_Q , y cumple con la relación $N_{D,w,Q} = K_Q \cdot N_{D,w,^{60}\text{Co}}$. Los protocolos de dosimetría han calculado el factor K_Q en base a mediciones experimentales, para las cámaras de ionización más utilizadas en dosimetría [5, 10, 22].

Tomando en cuenta las consideraciones descritas, la expresión de la dosis absorbida en agua para un haz de radiación con calidad arbitraria Q es:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot K_Q \cdot N_{D,w,^{60}\text{Co}} \quad (2.3)$$

esta expresión utiliza el factor de calibración obtenido de un laboratorio primario con

una fuente de ^{60}Co y el factor K_Q que se utiliza para tomar en cuenta todas las diferencias entre el haz de radiación Q y el de referencia utilizado en la calibración de la cámara [5, 10].

2.1.2. Condiciones de referencia

Las mediciones dosimétricas deben realizarse con un haz de radiación abierto, es decir sin nada que bloquee el camino de la radiación desde la fuente. Adicionalmente se utiliza un fantoma de agua con dimensiones de al menos $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 30\text{ cm}$ para medir la dosis depositada. Si el haz entra por una de las paredes de plástico del fantoma de agua, es necesario tomar en cuenta la densidad y espesor de las paredes para escalar a una profundidad equivalente [5, 10]. El punto de medición se ubica en la profundidad de referencia (z_{ref}) 10 cm por debajo de la superficie del fantoma de agua. La cámara de ionización debe ubicarse en este punto, con su eje central perpendicular al haz de radiación [5, 10].

Se puede trabajar con dos tipos de configuración para dosimetría de referencia, la SSD o distancia fuente superficie y la SCD o distancia fuente cámara. Para este trabajo se utilizó la configuración SSD pues ésta permite realizar diferentes mediciones sin la necesidad de mover el fantoma de agua. En esta configuración se debe fijar un tamaño de campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ en la superficie del fantoma con una distancia fuente superficie de 100 cm [5].

2.1.3. Determinación de la calidad del haz

Para fotones producidos en un acelerador lineal es necesario definir la calidad del haz de radiación, este parámetro depende principalmente de la energía utilizada, pero puede verse modificado por el modelo de acelerador lineal. Debe ser calculado cada vez que se realicen mediciones dosimétricas, debido a posibles variaciones. Existen diferentes maneras para caracterizar el haz de radiación, las más utilizadas se mencionan a continuación:

Porcentaje de dosis a profundidad

El porcentaje de dosis a profundidad (PDD por sus siglas en inglés) es una magnitud que caracteriza la calidad del haz de radiación Q . Se basa en el cálculo de la curva de dosis a profundidad en un fantoma de agua normalizado con respecto al valor de dosis máxima. Se utilizan las condiciones de referencia mencionadas anteriormente, sin embargo, debido a que se realizan diferentes mediciones, la cámara de ionización debe ubicarse en el punto efectivo de medida. Según menciona el protocolo TG-51 [5]

es posible medir la curva de dosis a profundidad en el centro de la cámara, en este caso la curva quedará desplazada una distancia proporcional al radio de la cámara de ionización, en el caso de fotones $0.6 r_{cav}$ sobre su posición real.

En el caso de fotones producidos en un acelerador lineal, la calidad del haz se define por el porcentaje de dosis a una profundidad de 10 cm bajo la superficie del fantoma de agua debido únicamente a los fotones, a este índice se lo expresa como $PDD(10)$ [5]. Dependiendo del tipo de acelerador lineal que se utilice existe la posibilidad de tener contaminación de electrones en un haz de fotones. Sin embargo, para energías menores a los 10 MV la contaminación de electrones no afecta el valor de la dosis máxima (d_{max}), por lo que para un haz abierto la calidad del haz se encuentra definida únicamente por el $PDD(10)$ [5].

Relación tejido fantoma

Para fotones de alta energía producidos en un acelerador lineal la calidad del haz de radiación Q también se puede caracterizar mediante la relación tejido-fantoma $TPR_{20,10}$. Ésta relaciona las dosis depositadas en agua a una profundidad de 20 cm y 10 cm respectivamente en un fantoma. Las mediciones deben realizarse con una distancia fuente cámara (SCD) constante de 100 cm y un tamaño de campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ en el plano de la cámara de ionización. La característica más importante del índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$ es su independencia de la contaminación por electrones en el haz de radiación incidente. También es una medida del coeficiente de atenuación efectivo y describe la disminución exponencial aproximada de la curva de ionización, mas allá de la profundidad de dosis máxima. Al ser una relación entre dosis, no requiere la utilización de un factor de corrección debido al desplazamiento del punto efectivo de medida cuando se utilizan cámaras cilíndricas [9, 10].

Este índice puede ser obtenido a partir de mediciones del PDD , sin embargo, calcular el TPR a partir del PDD implica la utilización de la ecuación empírica 2.4 [11],

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDD_{20,10} - 0.0595, \quad (2.4)$$

donde el $PDD_{20,10}$ es la relación entre el porcentaje de dosis a profundidad a 20 cm y 10 cm para un tamaño de campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$, en la superficie del fantoma con SSD de 100 cm . Esta ecuación se obtuvo a partir de una muestra de casi 700 aceleradores y ha sido confirmada mediante un ajuste realizado posteriormente [11]. El índice $TPR_{20,10}$ también puede ser estimado a partir de un ajuste a los datos del porcentaje de dosis a profundidad a 10 cm ($PDD(10)$), medido para un tamaño de campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$

en la superficie del fantoma y un SSD de 100 *cm* con lo que se obtiene [12],

$$TPR_{20,10} = -0.7898 + 0.0329PDD(10) - 0.000166PDD(10)^2; \quad (2.5)$$

excepto para energías superiores a 50 MV, la desviación máxima de los datos con este ajuste es de aproximadamente 0.6 % y se produce en PDD(10)=75 %. Cuando el PDD(10)=91 % la desviación de los datos sobre el ajuste es de 1 %. Por tal motivo esta relación no debe ser utilizada en el cálculo del TPR_{20,10} sino únicamente como una estimación a este valor.

2.2. Factor de corrección de calidad del haz K_Q

Se ha demostrado que los factores de corrección de la calidad del haz calculados a partir de la relación de los poderes de frenado y los factores de perturbación individuales, tienen una estimación precisa al compararlo con las mediciones experimentales [13, 14]. Estos valores se encuentran tabulados para las cámaras de ionización mas utilizadas, sin embargo, pueden existir situaciones en las que es necesario utilizar una cámara de ionización para la que no existan datos de este factor de corrección.

Para calcular el factor K_Q de manera experimental se debe contar necesariamente con un sistema dosimétrico independiente, como un calorímetro, para realizar diferentes mediciones de dosis en el haz de radiación. Con estos datos y las mediciones de la cámara de ionización se puede calcular el factor de calidad del haz, sin embargo, si no se dispone de un sistema dosimétrico independiente es necesario utilizar otro método para determinar el factor K_Q . Se ha encontrado que la simulación Monte Carlo de una cámara de ionización puede llegar a tener un nivel de precisión de 0.1 % al calcular diferentes factores de corrección [1, 2, 3]. Por lo que determinar el factor K_Q mediante la simulación Monte Carlo de una cámara de ionización es una buena opción.

En la sección 2.1.1 se estableció que la dosis absorbida en agua para mediciones con cámaras de ionización se expresa según ¹:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot K_Q \cdot N_{D,w}. \quad (2.6)$$

La dosis absorbida en el volumen activo de la cámara de ionización D_{air} , puede

¹Para simplificar un poco la notación en esta sección la expresión $N_{D,w}$ corresponde a $N_{D,w,60Co}$ es decir al haz de referencia, por lo tanto $N_{D,w,Q} = K_Q N_{D,w,60Co} = K_Q N_{D,w}$

expresarse de manera similar a la dosis absorbida en agua, de la siguiente manera [13]:

$$D_{air,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q}; \quad (2.7)$$

en este caso el factor $N_{D,w,Q}$ no es el obtenido en un laboratorio de calibración, sino que expresa la energía media consumida por par de ion formado W_Q , dividido para la carga del electrón e y la masa de aire m_{air} dentro de la cavidad ($W_Q/(m_{air} \cdot e)$).

La dosis absorbida en un punto en el agua D_w , puede derivarse de la dosis media depositada en el volumen sensible de la cámara de ionización D_{air} , según,

$$D_{w,Q} = D_{air,Q} \cdot (s_{w,air})_Q \cdot P_Q, \quad (2.8)$$

donde $s_{w,air}$ es la relación de poderes de frenado entre agua y aire, P_Q es el factor de perturbación que permite corregir todas las contribuciones debido al incumplimiento de las condiciones ideales de Bragg-Gray, cuando se introduce una cámara de ionización en un medio de agua, con una calidad de haz Q .

En el trabajo de P. Andreo [13] se desarrolla una expresión del factor de corrección de calidad del haz para fotones de altas energías, como se aprecia en la ecuación 2.9, utilizando las relaciones de poderes de frenado entre el medio y la cavidad como un método de comparación con las mediciones experimentales.

$$K_Q = \frac{(s_{w,air})_Q P_Q W_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} P_{Q_0} W_{Q_0}} \quad (2.9)$$

donde la energía media consumida por par de ion formado W depende de la calidad, sin embargo para haces de fotones o electrones con fines terapéuticos se los considera constantes, por lo que la relación W_Q/W_{Q_0} es igual a la unidad [13, 16].

Reemplazando el resultado de la ecuación 2.8 en 2.9 se puede expresar el factor de corrección de la calidad del haz, como una relación entre dosis absorbidas, de la siguiente manera:

$$K_Q = \frac{\left(\frac{D_w}{D_{air}}\right)_Q}{\left(\frac{D_w}{D_{air}}\right)_{Q_0}}, \quad (2.10)$$

donde el factor Q_0 corresponde a la calidad de haz de referencia; en este caso un haz de ^{60}Co . La dosis absorbida en agua D_w se estima como la dosis depositada dentro del volumen de agua que ocuparía la cámara de ionización en el fantoma, tomando en cuenta una fluencia promedio insignificante y colocada en la posición de referencia. La dosis D_{air} medida por la cámara de ionización se estima como la energía depositada

dentro de la cavidad de aire y promediado sobre su volumen. Por lo tanto, el factor de calidad puede ser calculado utilizando únicamente las relaciones de las dosis absorbidas, que se pueden encontrar mediante una simulación Monte Carlo [16].

2.3. El algoritmo Monte Carlo para el seguimiento de partículas

El método Monte Carlo (MC) utiliza las distribuciones de probabilidades de las interacciones que ocurren dentro de un sistema para encontrar una solución. Cuando las interacciones son bien conocidas como el caso de electrones o fotones de altas energías que interactúan con la materia, el método MC ayuda a predecir las trayectorias de estas partículas en el interior de diferentes materiales lo que se conoce como una historia [38]. De esta manera es posible obtener datos de interés como la energía depositada en cierto volumen de un material. Para sistemas en donde se tiene un gran número de variables es imposible resolver analíticamente las diferentes ecuaciones para obtener los resultados experimentales, a no ser que se realicen fuertes aproximaciones sobre todo el sistema. En este punto el método MC es de mucha utilidad pues permite verificar los resultados experimentales sin la necesidad de resolver todas las ecuaciones teóricas de manera analítica [39].

El GEANT4 (Geometry And Tracking 4) es una plataforma de simulación para la interacción de partículas a través de la materia utilizando el método de MC [37]. Fue desarrollado por el CERN y se caracteriza por ser de libre acceso. Los procesos físicos que permite simular cubren una amplia gama, se tiene procesos electromagnéticos, hadrónicos y ópticos, un gran conjunto de partículas, materiales y elementos, además de una amplia gama de energías. Ha sido diseñado y construido para exponer los modelos físicos utilizados, para manejar geometrías complejas, y para permitir su fácil adaptación para un uso óptimo en diferentes conjuntos de aplicaciones. Por lo que ha servido como código base para la herramienta GATE, creado para simular procesos físicos en geometrías complejas de escáneres de PET y SPECT de manera sencilla. Sin embargo en sus versiones mas recientes ha conseguido extender su utilidad a equipos de radioterapia y TAC [18, 19, 37].

2.3.1. Transporte de partículas

Las trayectorias de cada una de las partículas ionizantes se simulan a lo largo de un volumen de interés, hasta que la energía de la partícula sea menor a cierto umbral, o hasta que esta salga del volumen de interés [18]. Toda la información de los procesos físicos que genera la partícula en su viaje por el volumen de interés crea una historia. Por lo tanto con la información reunida de todas las historias es posible extraer cantidades de interés como la energía depositada, la fluencia de las partículas o la dosis. [21, 40]

El campo de radiación macroscópico electrón-fotón puede ser descrito matemáticamente por un conjunto de ecuaciones de transporte integrodiferenciales acopladas. Estas ecuaciones de transporte son muy complicadas de resolver analíticamente, excluyendo de este modo un tratamiento analítico excepto bajo grandes aproximaciones. El método MC nos provee una solución que se puede aplicar para cualquier intervalo de energía, geometría y composición de materiales [6, 37].

Existen distintos algoritmos empleados en el transporte de partículas. Sin embargo todas las historias de los fotones son simuladas explícitamente mediante simulaciones análogas [38]. Por su parte el camino que sigue el electrón se simula con algoritmos complejos debido al gran número de interacciones que conlleva su paso por la materia. Usualmente se utilizan simulaciones MC de historia condensada para este fin [21, 22].

Transporte de electrones y fotones

Las partículas cargadas sufren un gran número de interacciones en su paso por la materia, por lo que su simulación explícita es ineficiente [40]. Para medios simples como gases o geometrías delgadas existen excepciones que permiten optimizar el tiempo computacional manteniendo resultados aceptables, como los algoritmos de historia condensada que utilizan dispersión múltiple [39, 40]. Aquí, el camino de la partícula cargada es dividido en una serie de pasos para los que se agrupan un gran número de interacciones individuales. Todos los efectos de la partícula como pérdida de energía, desplazamiento y cambio de dirección son calculados al final de cada serie de pasos.

El transporte de fotones se realiza con simulaciones análogas. Una simulación análoga para el transporte de partículas consta de cuatro pasos: 1) selección de la distancia a la siguiente interacción, 2) transporte de la partícula al sitio de interacción teniendo en cuenta las limitaciones de la geometría, 3) selección del tipo de interacción, y 4) simulación del proceso de interacción seleccionado [6].

La selección de la distancia con la siguiente interacción se basa en la distribución

de probabilidad $p(r)dr = e^{-\mu r} \mu dr$ de que la partícula interactúe en el intervalo dr a una distancia r de su posición inicial, con el coeficiente de atenuación lineal μ . Se puede realizar un muestreo de una distancia al azar d en la cual interactúa la partícula, usando el método de transformada inversa. El cual permite igualar la probabilidad acumulada de $p(r)$ con un número aleatorio ξ distribuido uniformemente entre uno y cero. El transporte de partículas al sitio de interacción involucra un trazado simple de rayos. Requiere un modelo geométrico que proporcione un medio y una densidad de masa de la región junto con un cálculo de la distancia hasta el siguiente límite de la geometría a lo largo de la trayectoria de las partículas [39, 6].

Seleccionar el tipo de interacción es similar a seleccionar la distancia de la siguiente interacción, excepto que esta vez la función de distribución de probabilidad es discreta. La sección eficaz para cada tipo de interacción i se caracteriza por su sección eficaz σ_i ; es decir, se puede definir la probabilidad del efecto Compton como σ_1 , la del efecto fotoeléctrico como σ_2 , la de creación de pares como σ_3 ; entonces la sección eficaz total será $\sigma = \sum \sigma_i$. Para evaluar el proceso físico que ocurrirá se crea un número aleatorio n con distribución uniforme entre 0 y 1. La simulación del proceso seleccionado es la parte más complicada e importante, pues se determinan las magnitudes físicas de la partícula y su entorno, como: energía, posición velocidad, etc [6].

2.3.2. La plataforma GATE

GATE (GEANT4 application for tomographic emission) es una plataforma de simulación MC desarrollada por la colaboración de OpenGATE desde 2001, su primera versión fue lanzada públicamente en el 2004. Su creación fue motivada por la falta de una herramienta amigable para simular procesos físicos en geometrías complejas como los escáneres de tomografía como los PET y SPECT [20]. Con los años, las características de la plataforma se han mejorado y las nuevas versiones del software han salido con regularidad, para incorporar mejoras bien validadas y mantenerse coherente con las versiones públicas de GEANT4 [37]. En el 2010 salió la versión GATE V6, que fue mejorada para la simulación de equipos de radioterapia. Entre las mejoras se encuentran la facilidad de calcular la dosis en dosimetría interna, la inclusión de modelos ópticos físicos para el modelado preciso de la respuesta del detector, y opciones adicionales para acelerar simulaciones. La validación de las simulaciones en GATE se ha realizado de diversas formas, principalmente se han hecho comparaciones con otros códigos de propósito general como EGS4 [38] o FLUKA, además de comparaciones con resultados experimentales [18, 19].

La arquitectura básica del GATE consiste en una estructura de capas, en su parte más interior o núcleo se encuentra el GEANT4 seguido de tres capas específicas que definen los elementos necesarios para cada simulación [18]:

1. La capa core define las principales características de GATE, como las herramientas para la construcción de la geometría, la estructura de procesos físicos, el manejo de la visualización. En esta capa también se incluyen a los *actores*, que son detectores sensibles del GEANT4 pero con mayores capacidades. Estos pueden almacenar información de cada paso con la capacidad de actuar sobre las partículas, el camino, los eventos y la ejecución de cada proceso. Por ejemplo el *DoseActor* mide la energía depositada en un volumen específico; el *KillActor* detiene la trayectoria de las partículas cuando llegan a un volumen dado; el *SimulationStaticsActor* da información sobre el número de eventos, ejecuciones, caminos, los pasos geométricos y físicos en la simulación; y el *PhaseSpaceActor* almacena información referente a las partículas incidentes.
2. La capa de aplicación es donde se definen las clases utilizadas en la capa core, para la modelización específica de sistemas. Esta capa incluye la programación del tipo de movimientos a ser utilizados en las simulaciones. Se organiza en tres distintas partes:
 - La aplicación en imágenes incluye entrada dedicada y gestión de salida, módulos de digitalización para modelar la respuesta electrónica de diversos tipos de detectores y un concepto de sistemas.
 - La aplicación en radioterapia y dosimetría incluye la gestión de las interacciones de partículas.
 - El nivel de aplicación general da gran flexibilidad al usuario en el diseño de una simulación, de una manera similar a la ofrecida por Geant4.
3. La capa del usuario proporciona mecanismos sencillos para configurar una simulación, utilizando únicamente secuencias de comandos (scripts).

El desarrollo de GATE se hizo de forma modular, es decir las nuevas aplicaciones deben adaptarse a las capas core y de aplicación, ya que requieren de programación en C++. La capa del usuario rara vez se ve afectada por las actualizaciones, pues los comandos son los utilizados en el GEANT4. Una simulación básica posee ciertas características macroscópicas que el usuario debe completar, los pasos a seguir en el caso de aplicaciones en radioterapia, y en general para cualquier aplicación son muy parecidos y se encuentran listados a continuación [20]:

1. Configuración la geometría.

2. Definición los procesos físicos.
3. Definición los detectores (actores).
4. Caracterización de la fuente de radiación.
5. Adquisición de datos.

Para ejecutar estos pasos es necesario seguir una secuencia de comandos, es decir para llevar a cabo las acciones el usuario debe ingresar comandos de modo interactivo o construir archivos macro (*scripts*) que contengan una colección ordenada de comandos [20]. Cada comando realiza una acción particular que requiere uno o más parámetros y están organizados con una estructura de árbol con respecto a la función que tienen.

Una macro o un conjunto de *scripts* deben incluir todos los comandos que describen los diferentes componentes de una simulación en el orden correcto. Estos componentes son: la visualización, las definiciones de los volúmenes o geometría, el digitalizador, los procesos físicos, la inicialización, el origen, la producción de partículas y la adquisición de datos. De esta manera es posible tener un *scripts* general o principal que contenga distintos *scripts* específicos, dando así la posibilidad de utilizar estos en otras simulaciones además de identificar errores de manera eficiente [20]

La definición de la geometría es un paso clave en el diseño de la simulación, pues nos describe detalladamente el medio en el cual se desarrollará el experimento. Las estructuras que componen el medio requieren de una composición material que se definen en base a elementos químicos. Estos elementos son requeridos para la interacción posterior de las partículas ionizantes. Al ser un código dedicado a simulaciones en medicina, GATE posee una base de datos con varios materiales orgánicos e inorgánicos, los cuales son modificable a conveniencia del usuario. Es decir se pueden crear materiales nuevos combinando elementos químicos en la proporción deseada.

La simulación se puede definir un paso a la vez, con lo que es posible visualizar de manera instantánea la construcción de la geometría. Si no se consigue el resultado deseado, es posible re-ajustar los parámetros ingresando nuevamente la línea de comando conflictiva. Ingresar comandos de esta manera es útil únicamente cuando se está experimentando con la geometría o realizando pruebas previas a la simulación.

Una de las características más interesantes del GATE es el manejo de movimientos. Es decir, la sincronización del movimiento de la fuente con respecto a la geometría, esto permite una adquisición de datos y una simulación real. Se puede tomar en cuenta la

rotación del escáner, los cambios en la actividad de la fuente, e incluso el movimiento de los pacientes. Debido a que el GEANT4 requiere de una geometría estática para las simulaciones, GATE realiza movimientos discretos para aproximar un movimiento continuo real [37, 18]. Entonces se define un intervalo de tiempo en el cual la geometría permanece estática. Esta aproximación es válida pues los eventos físicos tiene una duración muy corta en comparación al movimiento de la geometría.

GATE permite incluir una gran cantidad de procesos físicos para el transporte de radiación en la materia. Entre los procesos más importantes están: decaimiento radiactivo, procesos hadrónicos y electromagnéticos. Utilizar todos los procesos es ineficiente, hablando en tiempos de simulación, pues para el rango de energía utilizado la probabilidad de ocurrencia de ciertos procesos es prácticamente nula. Adicionalmente es posible modificar el umbral de energía de las partículas ionizantes que será tomada en cuenta en cada historia.

Para aplicaciones en radioterapia, GATE ha desarrollado los actores [19, 20]. Estas herramientas permiten recolectar información como: la energía depositada, número de partículas creadas en un volumen dado, etc, durante la simulación. Hay diferentes tipos de actores que recogen diferentes tipos de información, sin embargo, algunos comandos y su comportamiento son comunes a todos los actores. Estos al interactuar directamente con la simulación pueden modificar el entorno de la misma.

Dada la flexibilidad de la plataforma GATE es posible definir diferentes tipos de fuentes de radiación dependiendo de la necesidad. Existen diferentes factores a tomar en cuenta para caracterizar la fuente de radiación, por ejemplo: el tipo de partícula, el espectro de energía, la distribución angular, la posición, entre otros. Sin embargo para fuentes de radiación complejas como el acelerador lineal es posible utilizar el espacio de fases, en donde se almacena la información de las partículas representativas de la fuente de radiación. Esto permite mejorar los tiempos de simulación además de minimizar los errores que se puedan cometer en la simulación de este tipo de fuentes.

En la sección 3.1.3 se verá en detalle su utilización, y la metodología utilizada para la simulación de todo el sistema. Para definir el método, adicionalmente a los lineamientos establecidos en los protocolos de dosimetría se decidió utilizar como referencia el procedimiento del hospital oncológico SOLCA Quito en dosimetría.

Capítulo 3

Metodología para el cálculo de K_Q

La metodología utilizada para el cálculo del factor de corrección de calidad del haz consta de dos partes principales; las simulaciones Monte Carlo y la obtención del valor de K_Q . La simulación Monte Carlo requiere de una correcta definición de todas las geometrías a utilizarse y los procesos físicos involucrados. Para conseguir un resultado comparable con las mediciones experimentales las simulaciones consideran los lineamientos establecidos en los protocolos de dosimetría para el cálculo de dosis. Mientras que para calcular el factor K_Q se utilizará la ecuación 2.10 y las dosis obtenidas mediante las simulaciones Monte Carlo, de la interacción de la radiación ionizante con la cámara de ionización.

A continuación se describen cada una de estas partes considerando la cámara de ionización tipo farmer PTW 30013 y las condiciones de referencia del protocolo TG-51, para un haz de fotones con energía de 6MV.

3.1. Simulación Monte Carlo

3.1.1. Definición de la geometría

Cámara de ionización PTW 30013

La cámara de ionización simulada en el presente trabajo es una cámara tipo farmer de 0.6 cm^3 marca PTW del modelo TN30013, el prefijo TN significa que la cámara es resistente al agua y posee un sistema de conexión de tipo BNT. Esta es una cámara de ionización estándar utilizada para mediciones de dosis absoluta en tratamientos de radioterapia. La diferencia de esta cámara con otras del mismo tipo radica en su resistencia al agua, por lo que no necesita de ningún aditamento extra para ser sumergida en un fantoma. Además debido a sus características permite la lectura tanto de fotones como electrones en diferentes rangos de energía.

El volumen sensible de la cámara se simuló según las especificaciones del fabricante en su ficha técnica. El cuerpo de la cámara y el electrodo de protección fueron simulados como un cilindro de PMMA al final del volumen sensible. Esto debido a que el factor de corrección de calidad K_Q depende únicamente de la ionización producida en el volumen sensible de la cámara. No se simuló el cable al no ser relevante para el presente trabajo. En el Cuadro 3.1 se encuentran las principales características de la cámara de ionización y en la figura 3.1 se aprecian sus dimensiones adaptadas de su ficha técnica para el volumen activo, el cuerpo de la cámara y el capuchón protector.

Los componentes de la cámara de ionización se simularon en forma de capas, es decir cada uno de los componentes es un sub-volumen de uno principal. Se decidió utilizar la capa de PMMA como volumen principal, pues esta recubre a toda la cámara, de esta manera al realizar un movimiento en esta estructura todos los volúmenes acoplados se adaptaran a la nueva posición.

Parámetro	Especificación
Radiación de referencia	^{60}Co
Volumen	0.6 cm^3
Respuesta nominal	20 nC/Gy
Corriente de fuga	$\pm 4 \text{ fA}$
Fuga del cable	$1 \text{ pC}/(\text{Gy cm})$
Material de la pared	PMMA ($\text{C}_5\text{O}_2\text{H}_8$), Grafito (C)
Densidad de la pared	1.19 g/cm^3 (PMMA), 1.85 g/cm^3 (C)
Espesor de la pared	0.335 mm PMMA, 0.09 mm C
Densidad del área	56.5 mg/cm^2
Volumen sensible	3.05 mm de radio, 23.6 mm de longitud
Electrodo central	Al 99.98, diámetro 1.1 mm , longitud 21.1 mm
Tiempo de acumulación de iones	$140 \mu\text{s}$
Rango de uso	de 30 kV a 50 MV para fotones de 10 MeV a 45 MeV para electrones de 50 MeV a 270 MeV para protones
Tamaño de campo	mínimo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ maximo $40 \times 40 \text{ cm}^2$
Respuesta direccional	$\pm 0.5\%$ para rotación alrededor del eje

Cuadro 3.1: Especificaciones de la cámara de ionización PTW TN30013 (adaptadas de su ficha técnica).

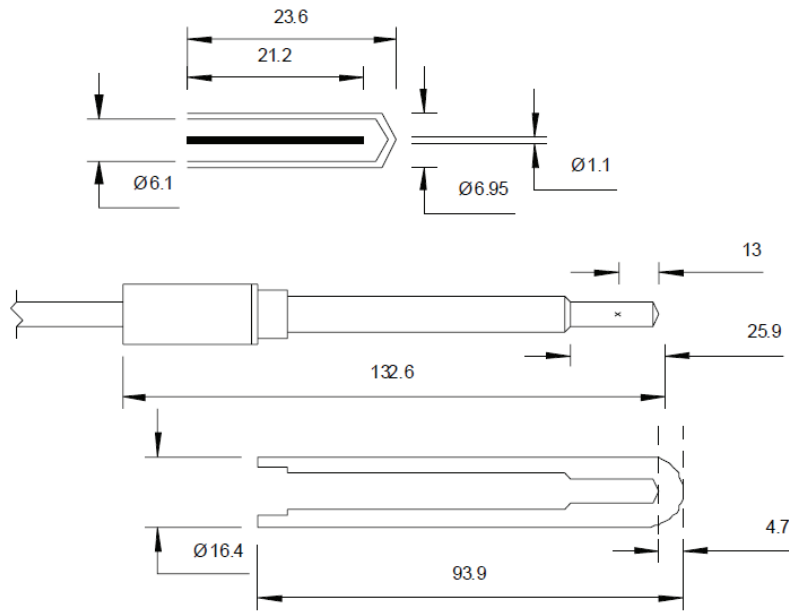


Figura 3.1: Dimensiones de la cámara de ionización PTW 30013 en milímetros (adaptada de la ficha técnica).

El fantoma

El fantoma de agua utilizado conjuntamente con esta cámara de ionización en el hospital de SOLCA es el PTW “MP3 water phantom system”. Este posee un tanque de agua de $60 \times 50 \times 40.8 \text{ cm}^3$, con paredes de acrílico de 20 mm de espesor. El tanque es controlado por la unidad de control TBA el cual permite realizar movimientos en todos los ejes. Sus motores de paso son de gran precisión, permitiendo resoluciones de 0.1 mm y velocidades de 50 m/s .

Los protocolos de dosimetría como el TG-51 [5] o el TRS-398 [10] no especifican el uso de un fantoma en particular, sino que recomiendan por lo menos un fantoma de agua de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ para la medición de dosis. Por lo tanto, y teniendo en cuenta que para medir dosis es necesario únicamente un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ se decidió simular un fantoma pequeño con estas dimensiones. Esta decisión se la realizó tomando en cuenta que: (1) El fantoma será simulado únicamente como un cubo de agua sin tomar en cuenta; las paredes de acrílico, los motores, las rieles de movimiento y el sistema de anclaje para la cámara ionización. (2) El cálculo del factor de corrección de calidad del haz K_Q depende únicamente de la ionización que se produce en la cámara, por lo tanto es más importante la cantidad de agua sobre la cámara que bajo la misma. (3) Un fantoma pequeño reduce el número de historias generadas debido a la interacción de partículas ionizantes con la materia al utilizar Monte Carlo, esto se traduce en un menor

tiempo de simulación. El cubo de agua se simuló con los materiales proporcionados en la base de datos del GATE, es decir H₂O (dos átomos de hidrógeno y uno de oxígeno) con una densidad de 1 g/cm^3 .

3.1.2. Espacio de fases para las fuentes de radiación

El concepto de espacio de fases (phsp) es de mucha utilidad al momento de simular una fuente de radiación, pues permite almacenar en un plano la información de las partículas simuladas para su posterior utilización. Se define como una colección de pseudo-partículas representativas que salen de una fuente de radioterapia junto con sus respectivas propiedades, tales como: energía, tipo de partículas, posición, dirección y peso estadístico [28]. Cada partícula en el espacio de fases deben ser almacenadas de tal manera que se registre una sola vez a su paso a través de la superficie de almacenamiento, es decir que no exista un registro adicional de la misma partícula o sus descendientes [28, 31].

Un espacio de fases tiene la forma de un archivo informático con la información detallada de las partículas. Por lo tanto es posible crear un espacio de fases a partir de simulaciones Monte Carlo de la fuente de radiación. Para no tener problemas de compatibilidad con los diferentes programas especializados en simulaciones Monte Carlo, es necesario contar con un formato estandarizado para todas las variables involucradas en el espacio de fases [28].

Acelerador lineal Varian Unique

Como se vio en la Sección 1.1.1, el acelerador lineal que se utilizó como fuente de radiación es el Varian Unique. La simulación de un acelerador lineal ha sido realizada en diferentes trabajos [34, 35, 36], en donde se valida la simulación comparándola con mediciones experimentales. Para realizar este trabajo se requería un campo de 10 cm x 10 cm para un haz de fotones con energía de 6MV, sin embargo, para su simulación era necesario conocer todos los componentes presentes en el gantry del acelerador. Su forma geométrica y la densidad de sus materiales no son de acceso público debido a los derechos de autor, los fabricantes se reservan esta información principalmente para resguardar la integridad de su producto. Existe la posibilidad de conseguir estos planos contactándose directamente con la casa comercial y explicando la finalidad de los mismos, pero queda a disposición de la empresa facilitarlos o no.

Teniendo en cuenta estos problemas el Organismo Internacional de Energía Atómi-

ca (OIEA) con la sección de Dosimetría y Radiación en Física Médica, iniciaron un proyecto para construir una base de datos del espacio de fases representativo de diferentes aceleradores lineales y unidades de cobalto 60 utilizadas en radioterapia. Este proyecto recolecta datos existentes de diversas investigaciones, los revisa y valida para su publicación. Estos datos son publicados en el formato .IAEAphsp desarrollado por el OIEA específicamente para este fin y compatible con diferentes códigos Monte Carlo como PENELOPE, EGSnrc y GATE [28]. Se puede encontrar diferentes marcas y modelos de aceleradores lineales en ésta base de datos, entre ellos el Varian Unique. [29, 30, 31].

No se simuló la geometría del acelerador lineal Varian Unique debido a la imposibilidad de conseguir todas sus especificaciones. Se decidió utilizar únicamente el espacio de fases provisto por la OIEA. Sin embargo, se debe considerar que el haz de radiación puede variar entre aceleradores del mismo modelo. Esto no implica un problema para el cálculo del factor K_Q pues se tiene un haz de radiación de 6MV producido en un acelerador lineal Varian Unique genérico. Tomando en cuenta que el objetivo de este trabajo es proporcionar un método para el cálculo de K_Q , la utilización de cualquier espacio de fases es posible, pues como se vió en la sección 2.1.3 su valor depende únicamente de la calidad del haz de radiación y el modelo de la cámara de ionización.

Máquina de ^{60}Co

Los protocolos de dosimetría discutidos en la Sección 2.1 recomiendan la calibración de las cámaras de ionización en laboratorios primarios de dosimetría con una fuente de radiación de cobalto 60. Estos laboratorios no necesariamente especifican que modelo de fuente utilizan para la calibración de una cámara, únicamente mencionan que se utilizó ^{60}Co como haz de referencia y su actividad. Por tal motivo se decidió utilizar en este trabajo una máquina de cobalto 60 conocida y antiguamente utilizada en tratamientos de radioterapia.

La fuente de ^{60}Co utilizada como haz de referencia para el cálculo del factor K_Q es la unidad de radioterapia denominada Eldorado 6 [32, 33]. Consiste en una cápsula que contiene pequeñas bolas radioactivas de ^{60}Co , seguido de un colimador primario sólido y pequeños colimadores móviles que definen los tamaños de campo para el haz de radiación. La simulación Monte Carlo de ésta unidad fue realizada por Mora et al [32] tratando de minimizar los errores. El trabajo de Mora se centró en encontrar las diferencias entre la simulación y mediciones experimentales. Posteriormente haciendo uso de estos resultados se calcularon los espacios de fases para diferentes tamaños de

campo [33]. Estos resultados están disponibles en la pagina web de la OIEA y son de libre acceso.

3.1.3. Configuración de la simulación

La simulación Monte Carlo en GATE se configuró con un conjunto de *scripts*, que contienen toda información de la geometría de los componentes, los procesos físicos que intervienen, los actores utilizados, los materiales y fuentes de radiación. La estructura de cada simulación se puede dividir en tres directorios: *mac*, *data* y *output*. En el directorio *mac* se encuentran los *scripts* correspondientes a la geometría de la simulación, la visualización de la misma si es necesario y los procesos físicos utilizados. El directorio *data* contiene los *scripts* con la información de la composición de los materiales usados en la geometría y las fuentes de radiación. Por último el directorio *output* almacena los archivos con los resultados de la simulación.

Se han organizado los directorios de ésta manera pues así se facilita la ubicación de los múltiples *scripts* creados para dar paso a la simulación. Adicionalmente se cuenta con un *script* principal el cual llama a los scripts de soporte para ejecutar una simulación. En el Anexo A se pueden encontrar todos los *scripts* utilizados en la realización de este trabajo. El *script* principal posee una estructura característica que definen el orden en que GATE ejecuta ciertos comandos para la simulación. En la Figura 3.2 se aprecia un esquema con las partes que debe tener el *script* principal para realizar una simulación.

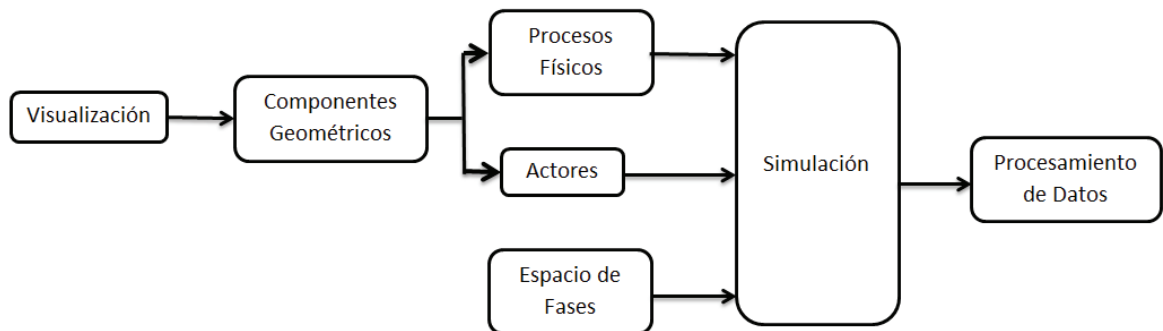


Figura 3.2: Esquema del script principal, sus principales características, para una simulación Monte Carlo en GATE

Para una simulación en GATE la primera línea de comando normalmente es la interfaz gráfica, pues nos permite visualizar la geometría que será construida. Sin em-

bargo una vez construida la geometría es posible obviar este paso pues no es necesario visualizar cada interacción en la simulación. Posteriormente se debe incluir la base de datos de materiales que nos servirá para definir los volúmenes de la geometría.

Todos los volúmenes de la geometría están unidos entre sí siguiendo una estructura de árbol donde cada rama representa un volumen. Cada volumen se caracteriza por, la forma, el tamaño, la posición y la composición del material. La base de este árbol es el volumen “*world*” el cual debe ser lo suficientemente grande como para contener a todos los elementos de la geometría. Dentro de este entorno GATE considera suceden las interacciones de las partículas, es decir cualquier partícula que salga de este volumen se detiene. El material con el que se crea este volumen por defecto es el aire pero es posible modificarlo a conveniencia.

Como un sub-volumen del volumen “*world*” se incluyen tanto el fantoma como la cámara de ionización. Para esta última se creó un *script* independiente con su geometría, pues está compuesta por diferentes volúmenes y materiales (ver cuadro 3.1). Se ubicó la cámara tal como indican los protocolos de dosimetría es decir: (1) la cámara debe estar perpendicular a la dirección del haz de radiación con (2) el centro del volumen activo en el centro del campo de radiación y (3) a una profundidad de 10 cm (bajo la superficie del agua). Para calcular el factor K_Q se necesita medir dosis, por lo que se debe colocar la cámara de ionización considerando su centro geométrico y no su punto efectivo de medida.

Es necesario incluir únicamente los procesos físicos adecuados teniendo en cuenta que al restringirlos mucho se afecta el realismo de los fenómenos físicos y al incluir demasiados influye en el tiempo de simulación. El rango de energía utilizado en este trabajo se encuentra ubicado entre la energía del ^{60}Co y la del acelerador lineal, es decir unos cuantos MV. Por lo que se incluyó el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton y la creación de pares en lo que concierne a radiación indirectamente ionizante. Para la radiación directamente ionizante se incluyeron los procesos de Bremsstrahlung y de colisiones inelásticas, además del modelo de dispersión múltiple.

Con la geometría y los procesos físicos definidos se procede a la implementación de los *actores*. Estos son herramientas que permiten interactuar y recolectar información durante la simulación. Para la adquisición de dosis en un volumen, GATE recomienda utilizar el *DoseActor* [20]. Su utilización hace necesario definir un tamaño de voxel y fijarlo a un volumen de la geometría. Se escogieron voxels de 2mm x 2mm x 2mm para el *DoseActor* y se fijaron al volumen sensible de la cámara de ionización, de este modo

únicamente los procesos que tengan lugar dentro de este volumen serán almacenados en los dosels (voxel que almacena dosis) correspondientes al actor.

Con todo esto definido solo resta colocar el espacio de fases de la fuente de radiación. Para el acelerador lineal el espacio de fases fue almacenado con una SSD de 100 *cm* por lo que el fantoma con la cámara de ionización fue colocado uno a continuación del otro. El espacio de fases del ^{60}Co fue almacenado a una SSD de 80.5 *cm* motivo por el cual el fantoma se ubicó a 19.5 *cm* del inicio de este espacio de fases.

Para iniciar la simulación y la adquisidor de datos es necesario primeramente definir el generador de números aleatorias y la cantidad de partículas a usarse. Se utilizó el Mersenne twister como generador de números aleatorios con una semilla inicial automática. El número de partículas se definió tomando en cuenta el tiempo de cómputo y la dosis depositada en simulaciones preliminares. En la Sección 4.1 se verá en detalle el número de partículas utilizado en el cálculo del factor K_Q .

El procedimiento mencionado anteriormente permite obtener un solo valor de dosis, pero como se observó en la ecuación 2.10 para obtener un valor del factor K_Q hace falta calcular cuatro valores de dosis. Motivo por el cual es necesario realizar cuatro simulaciones independientes utilizando los parámetros adecuados. Obtener un único valor de K_Q no permite realizar una validación adecuada del método propuesto, por lo que es necesario realizar varias simulaciones para obtener así una muestra apropiada.

3.2. Cálculo del factor K_Q

La obtención del valor de K_Q se lo realiza con la ecuación 2.10 que depende de cuatro diferentes valores de dosis. Estos valores son: la dosis depositada en el volumen activo de la cámara de ionización para el haz de radiación del acelerador lineal $D_{air,Q}$ y el haz de ^{60}Co D_{air,Q_0} , y la dosis depositada en el volumen que ocuparía la cámara de ionización en el fantoma de agua para los dos haces de radiación es decir $D_{w,Q}$ y D_{w,Q_0} . Es decir que para calcular un único valor del factor K_Q es necesario realizar cuatro simulaciones Monte Carlo, con las condiciones descritas anteriormente.

La validación del método para la obtención del factor K_Q se realizara mediante una comparación entre el valor obtenido con simulaciones Monte Carlo y los valores tabulados en los protocolos de dosimetría. Para esto un único valor de K_Q no es suficiente, por lo que es necesario realizar varias simulaciones para así obtener información

estadística suficiente como para aceptar este método. En el Capítulo 4 se encuentra detallado el proceso de cálculo del factor K_Q , así como la validación del método utilizado.

3.3. Esquema general de la metodología

El primer paso es definir la geometría de la simulación, para esto se requiere conocer: el protocolo de dosimetría a utilizarse, la cámara de ionización y la fuente de radiación. Para cualquier cámara de ionización es necesario conocer sus características geométricas y materiales, estos datos pueden ser obtenidos de su ficha técnica. El protocolo de dosimetría permite conocer las condiciones de referencia de todo el sistema. Se puede utilizar un espacio de fase del OIEA para simular la fuente de radiación, sin embargo si no se encuentra en esta base de datos es posible simularla. Haciendo uso de las herramientas de GATE se debe simular todas estas geometrías.

Posteriormente se deben incluir diferentes procesos físicos dependiendo del rango de energía que se está utilizando. Demasiados procesos incrementan el tiempo de simulación. Es importante definir correctamente los actores pues de ellos depende la correcta adquisición de datos, adicionalmente permiten conocer diferentes cantidades presentes en la simulación. El tiempo de simulación y la dosis depositada depende del número de partículas a utilizarse por lo que es importante definir un número apropiado de las mismas. Finalmente se debe incluir todos estos parámetros en un único *script* para empezar con la adquisición de datos. Con los cuatro valores de dosis requeridos en la ecuación 2.10 calculados mediante simulación Monte Carlo se procede con el cálculo del factor de corrección de la calidad del haz K_Q .

Capítulo 4

Factor de corrección de calidad del haz para la cámara de ionización PTW 30013

En este capítulo se presentan los resultados del cálculo del factor de corrección de calidad del haz K_Q con la metodología descrita en el capítulo anterior. La validación de los resultados se realizó tomando en cuenta los valores reportados en los protocolos de dosimetría TG-51 [5] y TRS-398 [10] para una energía de 6MV. Adicionalmente se realizó un análisis de la influencia del número de partículas simuladas en la obtención de este factor.

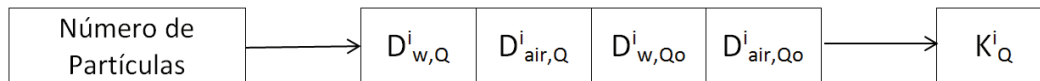
4.1. Número de partículas

El cálculo del factor K_Q mediante simulaciones Monte Carlo, en principio no depende del número de partículas emitidas desde la fuente de radiación. Según la ecuación 2.10, es una relación entre la dosis depositada en el volumen activo de la cámara y la dosis depositada en el volumen que ocuparía la cámara en el fantoma, bajo las mismas condiciones. Sin embargo, los protocolos de dosimetría recomiendan la utilización de 100 unidades monitor para el cálculo de este factor de manera experimental, es decir una dosis de 100 cGy medido en el punto de referencia.

Con algunas pruebas preliminares se pudo conocer el número de partículas equivalente a dicha dosis y la duración aproximada de las simulaciones. Se encontró que el número de partículas necesarias para obtener esa dosis estaba en el orden de 10^{12} lo que en tiempo de simulación era equivalente a $\sim 10^4$ horas (un poco más de un año), en un computador core i7 de 2.2Ghz como los que se disponen en el laboratorio de modelos computacionales avanzados del Departamento de Física.

Puesto que, simular esta cantidad de partículas no es factible debido al tiempo que conlleva, se optó por simular únicamente una fracción de ellas. En primer lugar se analizó la dependencia del valor de K_Q con el número de partículas. Se escogió utilizar un intervalo $[1 - 9] \times 10^8$ partículas ya que el tiempo de simulación estimado para esta cantidad de partículas es de máximo una semana.

Para cada número de partículas se realizaron diez simulaciones de los valores de dosis requeridos en el cálculo del factor K_Q . Es decir para el haz de 6MV del acelerador lineal se obtendrán diez valores de dosis en el volumen activo de la cámara de ionización y diez valores de dosis en el volumen que ocuparía la cámara en el fantoma de agua, y para el haz de ^{60}Co de igual manera. Utilizando estos datos una única vez, y sin realizar ningún tipo de combinación, es posible calcular diez valores del factor K_Q para cada número de partículas simuladas. En la figura 4.1 se aprecian los valores de dosis necesarios para obtener diez valores de K_Q . Cada uno de estos valores de dosis requirió de una simulación Monte Carlo independiente.



$$K_Q^i = \frac{\frac{D_{w,Q}^i}{D_{air,Q}^i}}{\frac{D_{w,Q_0}^i}{D_{air,Q_0}^i}} \text{ con } i = 1, 2, \dots, 10$$

Figura 4.1: Esquemas de los valores de dosis necesarios para obtener diez valores de K_Q , con un número de partículas fijo.

Para cada una de las simulaciones se utilizó un generador de números aleatorios con diferente semilla inicial, esto permite considerar a cada una de estas como experimentos diferentes. Es posible realizar una combinación de los valores de dosis obtenidos para calcular el factor de calidad del haz. Se decidió utilizar una única vez cada valor de dosis para así obtener una muestra independiente para los valores de K_Q .

4.2. Factor de corrección K_Q

Con los datos de dosis obtenidos de la simulación Monte Carlo se calcularon los valores del factor de corrección de calidad del haz K_Q según la ecuación 2.10, obtenien-

do diez valores de este factor para cada número de partículas simuladas. Analizando detenidamente estos valores se aprecia claramente que conforme aumenta el número de partículas simuladas la dispersión en los datos disminuye, algo que ya se esperaba. Esto también se aprecia en los valores de dosis obtenidos con simulaciones Monte Carlo antes de calcular el factor K_Q .

Para obtener el valor del factor K_Q correspondiente a la cámara de ionización PTW 30013 se realizó un promedio de los diez valores de este factor obtenidos para cada número de partículas, y se determinó la desviación estándar para cada uno de ellos. En la Figura 4.2 los cuadrados rojos representan el valor promedio de K_Q según el número de partículas simuladas, la variación entre todos los valores es pequeña y parece mantenerse estable. La desviación estándar, representada por barras verticales azules, empieza con un valor alto que disminuye según se incrementan las partículas. Como se aprecia en la Figura 4.3 el valor de la desviación estándar disminuye de 0.017 para 1×10^8 partículas a 0.004 para 9×10^8 partículas. Este resultado permite asegurar que no es necesario simular todas las partículas recomendadas ($\sim 10^{12}$), pues con una fracción de ellas se consiguen buenos resultados.

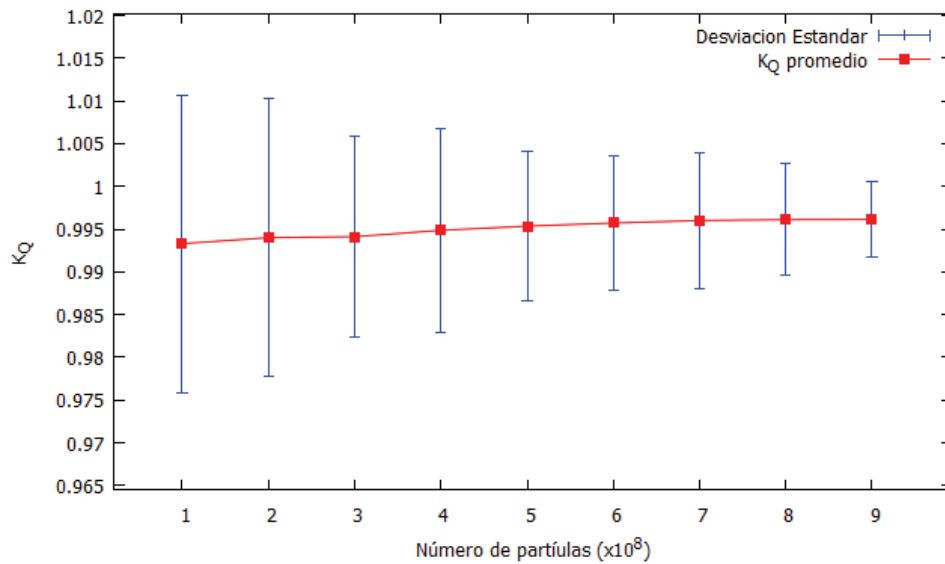


Figura 4.2: Factor de corrección de la calidad del haz K_Q en función del número de partículas.

El Cuadro 4.1 muestra los diferentes valores de dosis obtenidos mediante simulaciones Monte Carlo y los correspondientes valores de K_Q para 9×10^8 partículas. Todos los valores de K_Q fueron calculados con la ecuación 2.10 utilizando D_w la dosis en el volumen que ocuparía la cámara de ionización en el fantoma, D_{air} la dosis en el volu-

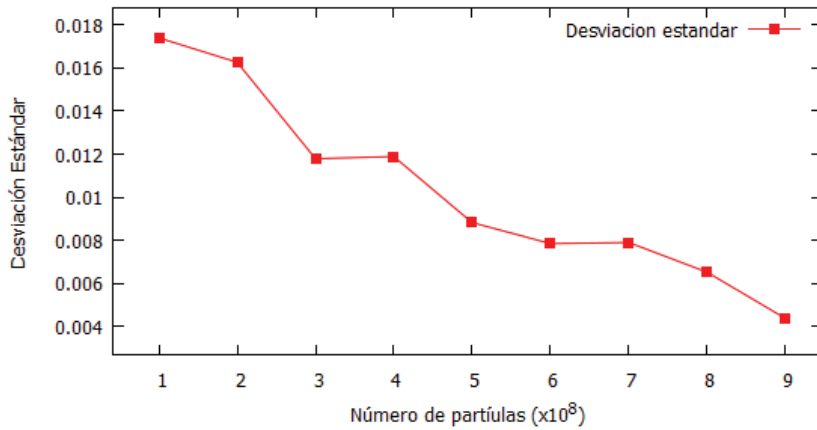


Figura 4.3: Desviación estándar de K_Q en función del número de partículas.

men sensible la cámara de ionización, adicionalmente Q indica que se utilizó el espacio de fases del acelerador lineal, y Q_0 indica que se utilizó el espacio de fases del cobalto 60. Analizando todos los valores se aprecia una concordancia entre el promedio de los valores de K_Q y su valor calculado a partir del promedio de las dosis. Por lo que es posible encontrar el factor K_Q de cualquiera de estas dos maneras.

	$D_{w,Q}$ ($\times 10^{-6}$ Gy)	$D_{air,Q}$ ($\times 10^{-6}$ Gy)	D_{w,Q_0} ($\times 10^{-8}$ Gy)	D_{air,Q_0} ($\times 10^{-8}$ Gy)	K_Q
1	2.543	1.956	2.7083	2.0627	0.9902
2	2.5411	1.9594	2.6987	2.0615	0.9907
3	2.554	1.9655	2.6974	2.0583	0.9915
4	2.5486	1.9583	2.7026	2.0631	0.9935
5	2.5436	1.9469	2.7022	2.0587	0.9954
6	2.5489	1.9573	2.7123	2.0769	0.9972
7	2.552	1.9681	2.7042	2.0818	0.9982
8	2.5469	1.9416	2.6988	2.0591	1.0008
9	2.5568	1.9654	2.7089	2.0854	1.0015
10	2.5493	1.9404	2.7025	2.0621	1.0025
Promedio	2.5484	1.9559	2.7036	2.0670	0.9961

Cuadro 4.1: Valores de dosis obtenidos con simulación Monte Carlo para 9×10^8 partículas. Los valores de K_Q fueron calculados con la ecuación 2.10. D_w es la dosis en el volumen que ocuparía la cámara de ionización en el fantoma, D_{air} es la dosis en el volumen sensible la cámara de ionización, Q indica que se utilizó el espacio de fases del acelerador lineal, y Q_0 indica que se utilizó el espacio de fases del cobalto 60.

4.3. Determinación de la calidad del haz simulado

Para validar el factor de corrección de la calidad del haz K_Q es necesario conocer la calidad del haz de radiación utilizado en la simulación. Se decidió utilizar el porcentaje de dosis a profundidad (PDD) como índice de la calidad del haz, ya que las condiciones de referencia utilizadas en la simulación coinciden con las necesarias para calcular este valor. Adicionalmente conociendo el valor del PDD es posible calcular otro índice de calidad del haz, la relación tejido fantoma (TPR) [11]. Con estos valores es posible validar el valor de K_Q , pues tanto en el protocolo TG-51 como en el TRS-398 el factor de corrección de la calidad del haz se encuentra tabulado en función del modelo de cámara de ionización y la calidad del haz de radiación.

Para determinar la curva de dosis a profundidad de manera experimental es necesario que la cámara de ionización se desplace por el fantoma realizando varias mediciones de dosis a diferentes profundidades. En la plataforma GATE no es necesario realizar este proceso, ya que los actores permiten conocer directamente la dosis depositada en el fantoma. Para calcular la curva de dosis a profundidad se realizaron diez simulaciones, en las cuales únicamente se simuló la fuente de radiación (espacio de fases del acelerador lineal) y el fantoma de agua. Se utilizaron 9×10^8 partículas en cada simulación, adicionalmente para medir la dosis depositada se utilizó un *DoseActor* con un arreglo de voxels de $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times 0.1 \text{ cm}$ a lo largo del fantoma de agua en la dirección del haz de radiación. De esta manera se obtuvo la dosis a profundidad de 0 a 300 *mm*, en cada milímetro del fantoma.

El porcentaje de dosis a profundidad se determina a partir de la curva de dosis normalizada con respecto a su valor máximo. En la Figura 4.4 se aprecia la curva de dosis a profundidad normalizada como el promedio de las diez simulaciones realizadas (curva roja). Se encuentra expresada en términos de dosis relativa (%) en función de la profundidad (*mm*). El valor máximo de la dosis relativa se encuentra a 1,5 *cm* de profundidad, lo que normalmente corresponde a un haz de fotones con energía de 6MV.

Según el protocolo TG-51 la calidad del haz de radiación se encuentra definido por el PDD(10), es decir el valor de dosis relativa a una profundidad de 10 *cm* bajo la superficie del fantoma. Se encontró que el PDD(10)= 62.98 ± 0.21 , evidenciada por la línea verde en la Figura 4.4.

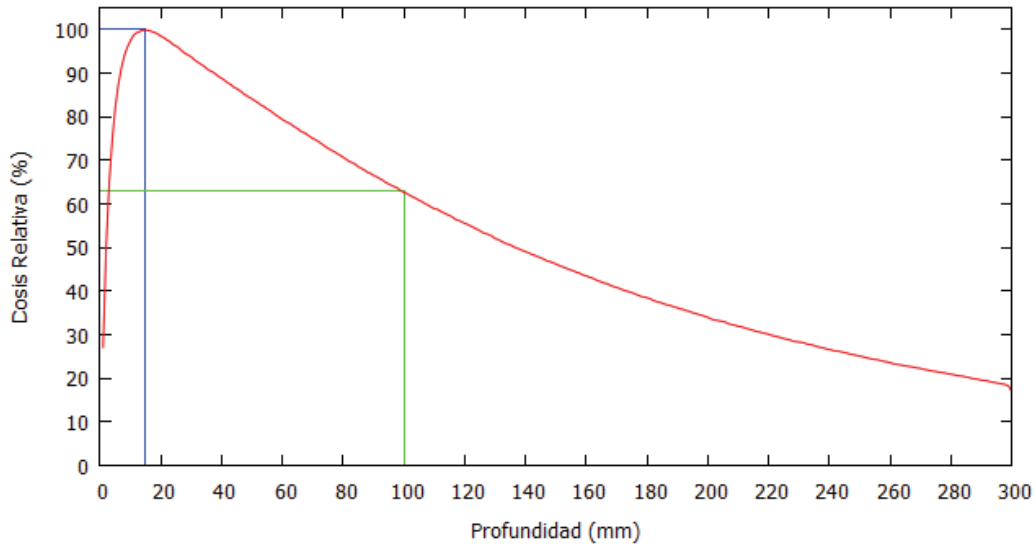


Figura 4.4: Curva de dosis a profundidad normalizada para el espacio de fases del acelerador lineal, dosis relativa en función de profundidad. Se aprecia la dosis máxima a 1.5 cm (línea azul) y el $PDD(10)=62.98 \pm 0.21$ (línea verde). No se añadieron barras de error por ser muy pequeñas (~ 0.2)

4.4. Validación del método para el cálculo del factor K_Q

Según el protocolo TG-51 [5] los valores del factor K_Q se encuentran tabulados en función del modelo de la cámara de ionización y el $PDD(10)$. El valor del $PDD(10)$ encontrado con las simulaciones es de 62.98 ± 0.21 , sin embargo para determinar el valor de K_Q correspondiente a esta calidad del haz es necesario utilizar un valor de $PDD(10)$ estadísticamente equivalente al valor encontrado. Esto debido a que en el protocolo TG-51 los valores de K_Q se encuentran calculados para valores discretos del $PDD(10)$. En el Cuadro 4.2 se encuentran expresados diferentes valores del factor K_Q de la cámara de ionización PTW 30013 para diferentes calidades de haz, tomados del protocolo TG-51 [5] y TRS-398 [10]. Entonces el valor del $PDD(10)$ estadísticamente equivalente al encontrado con simulaciones es 63.0, por lo tanto para esta calidad del haz el factor K_Q tabulado tiene un valor de 0.996 [5].

Como un cálculo alternativo para determinar el valor de K_Q a partir de la calidad del haz, se puede utilizar las expresiones del protocolo TRS-398 [10] vistas en la Sección 2.1.3. Este protocolo utiliza la relación tejido fantoma $TPR_{20,10}$, que puede ser calculado a partir del PDD , para determinar el valor tabulado de K_Q . Utilizando las ecuaciones 2.4 y 2.5 se calculó que utilizando el $PDD(10)=63$ el valor del $TPR_{20,10}$ adquiere un valor de 0.624, y utilizando el $PDD_{20,10}=0.534$ el valor del $TPR_{20,10}$ adquiere

un valor de 0.616. Se realizó un promedio con estos dos valor, con lo que se obtuvo un valor de $\text{TPR}_{20,10}=0.62$. Utilizando el Cuadro 4.2 se aprecia que para esta calidad de radiación el valor del factor K_Q de la cámara de ionización PTW 30013 es 0.997 [10], que es cercano al valor encontrado con el protocolo TG-51. Sin embargo al ser encontrado de esta manera, el protocolo advierte que el valor obtenido debe utilizarse únicamente como referencia ya que su cálculo acarrea algunos errores [10].

Para la validación del factor K_Q calculado mediante simulaciones Monte Carlo se tomo como referencia el valor de $K_Q=0.996$, tomado del protocolo TG-51 [5]. Pues su cálculo se efectuó de manera directa sin utilizar ecuaciones empíricas.

PTW 30013				
PDD(10)	58.0	63.0	66.0	71.0
K_Q	1.000	0.996	0.992	0.984
$\text{TPR}_{20,10}$	0.59	0.62	0.65	0.68
K_Q	0.999	0.997	0.994	0.990

Cuadro 4.2: Valor del factor del correccion K_Q de la cámara de ionización PTW 30013 para diferentes calidades de haz. Valores tomados de los protocolos TG-51 [5] y TRS-398 [10]

Cuando se calcula el error relativo de los valores de K_Q se aprecia que disminuye de 0.2% para 1×10^8 partículas a 0.014% para 9×10^8 partículas. Con este resultado se puede decir que el valor calculado de K_Q mediante simulaciones Monte Carlo es correcto. Ya que según los protocolos de dosimetría [5, 10] una incertidumbre en el valor de K_Q menor al 1% es aceptable para una misma calidad del haz de radiación. Debido a la pequeña variación en los valor de K_Q para diferentes calidades del haz, se decidió analizar sus valores más próximos en los protocolos de dosimetría. En el Cuadro 4.2 se aprecian valores de K_Q para diferentes calidades de haz, estos datos se obtuvieron de los protocolos TG-51 [5] y TRS-398 [10]. Analizando los valores de K_Q se aprecia que estos varían únicamente en su tercer cifra decimal. Debido a que los valores de K_Q calculados a partir de simulaciones Monte Carlo también varían en esta cifra, se decidió realizar una prueba estadística.

Se calculó el intervalo de confianza para los valores de K_Q en función del número de partículas, usando una distribución t de Student debido al tamaño de la muestra utilizada, únicamente diez datos para cada valor de K_Q , pues como se mencionó en la Sección 4.1 se decidió utilizar una única vez cada valor de dosis calculado con Monte Carlo para considerar experimentos diferentes. La probabilidad de éxito en la estima-

ción se representa con $1-\alpha$, por lo tanto la posibilidad de fallar en la estimación será únicamente α . Se tomó el valor de $\alpha=0.05$ es decir el intervalo tendrán un 95 % de nivel de confianza y un tamaño de muestra $n=10$ para cada número de partículas simuladas. En el Cuadro 4.3 se expresan los valores de la desviación estándar y los valores necesarios para encontrar el intervalo de confianza, en función del número de partículas. El intervalo de confianza disminuye conforme se incrementa el número de partículas, debido a que la desviación estándar disminuye.

N. Partículas ($\times 10^8$)	K_Q	Desv. Estándar	$z \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$
1	0.9933	0.0174	0.0124
2	0.9940	0.0163	0.0116
3	0.9941	0.0118	0.0084
4	0.9949	0.0119	0.0085
5	0.9953	0.0088	0.0063
6	0.9957	0.0078	0.0056
7	0.9960	0.0079	0.0056
8	0.9961	0.0065	0.0047
9	0.9961	0.0044	0.0031

Cuadro 4.3: Valores $z(\sigma/\sqrt{n})$ necesarios para calcular el intervalo de confianza con una distribución t de Student, desviación estándar conocida, $\alpha=0.05$ y muestra 10.

Se escogió el valor para el intervalo de confianza correspondiente a 9×10^8 partículas pues presenta la menor desviación estándar, además el valor de K_Q presenta una menor dispersión con un mayor número de partículas. Con estas características el intervalo de confianza se encuentra definido entre $[0.993 ; 0.9992]$, el valor de $K_Q=0.996$ tomado del protocolo TG-51 se encuentra dentro de este intervalo. Con este resultado se puede decir que la simulación Monte Carlo para determinar el valor del factor K_Q no es incorrecta. Según el Cuadro 4.3, los valores de K_Q para otras calidades del haz están fuera de este intervalo de confianza, por lo que se puede decir que el valor de K_Q obtenido con simulaciones no corresponde a otra calidad del haz.

Finalmente se puede decir que el factor de corrección de la calidad del haz K_Q de la cámara de ionización PTW 30013 obtenido mediante simulaciones Monte Carlo concuerda con el tabulado en el protocolo TG-51, con un error relativo menor al 1%. Adicionalmente se comprobó que el valor de K_Q se encuentra dentro del intervalo de confianza para la calidad de radiación utilizada. Con esto se puede decir que el método utilizado para calcular K_Q con simulaciones Monte Carlo da resultados comparables con los reportados en la literatura.

Capítulo 5

Conclusiones y discusión

En este trabajo se desarrolló un método para el cálculo del factor de corrección de la calidad del haz K_Q de la cámara de ionización PTW 30013, el cual permite utilizar diferentes geometrías de cámaras y espacios de fases como fuentes de radiación. El método se aplicó al cálculo del factor de corrección de calidad del haz para la cámara de ionización PTW 30013 bajo un haz de radiación de 6MV producido por un acelerador lineal. El método desarrollado se basa en la expresión para K_Q (ecuación 2.10) derivada de la teoría de la cavidad [16]. Esta ecuación permite encontrar el valor de K_Q únicamente con valores de dosis. En este trabajo las dosis se obtuvieron mediante simulaciones Monte Carlo. El resultado obtenido para K_Q se validó al compararlo con el valor reportado en el protocolo de dosimetría TG-51 [5]. Se encontró que para 9×10^8 partículas el factor K_Q adquiere un valor de 0.9961 con un error relativo de 0.014 %, por lo que el método utilizado es válido.

Analizando el valor de K_Q según el número de partículas simuladas se aprecia que, a medida que estas aumentan la desviación estándar disminuye. Adicionalmente, el valor de K_Q tiende a estabilizarse al valor reportado según se incrementa el número de partículas. Simular más partículas no genera un gran beneficio pues, aunque se ganaría un poco de precisión debido a la disminución en la desviación estándar, el valor de K_Q no variará de manera significativa. Simular más partículas conlleva un incremento en los tiempos de simulación, por lo que no es una buena opción seguir aumentando el número de partículas. Con este resultado se puede concluir que no es necesario simular la totalidad de partículas requeridas en las mediciones experimentales ($\sim 10^{12}$), y que se requieren al menos 9×10^8 para encontrar un valor de K_Q acorde al reportado en la literatura.

El método propuesto por González et al [16] para la determinación del factor de corrección de calidad del haz con simulaciones Monte Carlo y mediciones experimentales

fue utilizado como referencia en este trabajo, además de los lineamientos establecidos en el protocolo TG-51. La principal diferencia al método propuesto por González et al 2009, se encuentra en el uso del espacio de fases (phsp) de una base de datos, en lugar de simular por completo la fuente de radiación para obtener el espacio de fases. Esta decisión fue tomada debido a que la información necesaria para simular la geometría del acelerador lineal Varian Unique y la fuente de cobalto 60 no está disponible. La utilización de un espacio de fases de la base de datos de la OIEA no representa ningún problema para el cálculo del factor K_Q pues corresponden a fuentes de radiación reales. De esta manera es posible utilizar cualquier espacio de fases para calcular K_Q con diferentes calidades del haz, algo beneficioso pues permite hacer extensivo el método desarrollado para cualquier fuente de radiación. Por lo tanto la utilización del espacio de fases es clave en este trabajo, ya que permite reducir los tiempos de simulación, además de ofrecer la posibilidad de utilizar cualquier fuente de radiación con un espacio de fases definido.

La validación del cálculo del factor K_Q se la realizó comparando el valor obtenido mediante las simulaciones Monte Carlo y el reportado en la literatura [5]. Para esto fue necesario conocer la calidad del haz de radiación utilizado, en la Sección 4.3 se calculó la curva de dosis a profundidad para 9×10^8 partículas, necesaria para determinar el PDD. Debido a que se utilizaron las condiciones de referencia del protocolo TG-51, se utilizó el PDD(10), y se encontró que para el espacio de fases del acelerador lineal el PDD(10)= 62.98 ± 0.21 lo que corresponde a un valor de $K_Q=0.996$. Como se vio, el error relativo de K_Q es pequeño 0.014 %, sin embargo, debido a las pequeñas variaciones en su valor se decidió calcular el intervalo de confianza (Cuadro 4.3). De este modo, estadísticamente se pudo concluir que el resultado de K_Q con simulación Monte Carlo no es incorrecto. Permitiendo así validar el método utilizado para encontrar el factor de corrección de la calidad del haz.

El método propuesto en este trabajo utiliza; la geometría de la cámara de ionización, el espacio de fases, un protocolo de dosimetría para determinar las condiciones de referencia, y la relación 2.10 para determinar el factor de corrección de calidad del haz. Con los datos obtenidos se pudo deducir que el valor del factor K_Q de la cámara PTW 30013 mediante simulaciones Monte Carlo, corresponde al reportado en el protocolo TG-51 [5]. De manera que el método utilizado permite determinar el valor de K_Q sin realizar mediciones experimentales. Abriendo la posibilidad de utilizar diferentes fuentes de radiación y diferentes modelos de cámara de ionización, incluso las no reportadas en los protocolos de dosimetría.

EL método desarrollado en este trabajo tuvo buenos resultados con la cámara de ionización PTW 30013, pues se pudo comprobar que el valor encontrado para K_Q corresponde a aquel tabulado en la literatura. Aunque existe una clara coincidencia entre los valores, trabajar con una sola cámara de ionización no muestra el verdadero potencial del método. Para fortalecer el método descrito sería interesante como un trabajo futuro desarrollar el mismo procedimiento para diferentes cámaras de ionización y con diferentes calidades de haz. De esta manera se contaría con mayor información para fortalecer la validación del método propuesto.

Referencias

- [1] ANDREO P, NAHUM A AND BRAHME A, Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 31:1189-1199, 1986.
- [2] LAITANO R F, TONI M P, PIMPINELLA M AND BOVI M, Determination of the Kwall correction factor for a cylindrical ionization chamber to measure air-kerma in 60^{Co} gamma beam, *Phys. Med. Biol.* 47:2411–2431, 2002.
- [3] KAWRAKOW I, ROGERS D The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport, Technical Report PIRS-701, Ottawa: National Research Council of Canada, 2000.
- [4] TASK GROUP 21, AAPM protocol TG-21 for the determination of absorbed dose from high-energy foton and electron beams, *Medical Physics* Vol. 10, 1983.
- [5] ALMOND P R, BIGGS P , COURSEY B M, HANSON W F, HUQ M S, NATH R, ROGERS D W, AAPM's TG-51 Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Med Phys.* 26:1847-1870, 1999.
- [6] CHETTY I. ET. AL. Report of the AAPM Task Group No 105: Issues associated with clinical implemetation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med. Phys.* 34:4818-4853, 2007
- [7] SAIFUL M, ANDREO P AND SONG H, Comparison of the IAEA TRS-398 and AAPM TG-51 absorbed dose to water protocols in the dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Phys. Med. Biol.* 46:2985–3006, 2001.
- [8] CHO S, LOWENSTEIN J, BALTER P, WELLS N, HANSON W, Comparison between TG-51 and TG-21: Calibration of photon and electron beams in water using cylindrical chambers, *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 3, 2000.
- [9] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1987.

- [10] ANDREO P, BURNS D T, HOHLFELD K, SAIFUL HUQ M, KANAI T, LAITANO F, SMYTH V AND VYNCKIER S, IAEA TRS-398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2000.
- [11] FOLLOWILL D, TAILOR R, TELLO V, HANSON W, An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, *Med. Phys.* 25:1202–1205, 1998.
- [12] Central axis depth dose data for use in radiotherapy, British Institute of Radiology, Supplement 25, 1996.
- [13] ANDREO P Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* 37:2189–211, 1992.
- [14] ROGERS D The advantages of absorbed-dose calibration factors, *Med. Phys.* 19:1227–1239, 1992.
- [15] PENA J, SÁNCHEZ-DOBLADO F, CAPOTE R, TERRÓN J AND GÓMEZ F, Monte Carlo correction factors for a Farmer 0.6 cm³ ion chamber dose measurement in the build-up region of the 6 MV clinical beam, *Phys. Med. Biol.* 51:1523–1532, 2006.
- [16] GONZÁLEZ-CASTAÑO D ET AL, The determination of beam quality correction factors: Monte Carlo simulations and measurements, *Phys. Med. Biol.* 54:4723–4741, 2009.
- [17] ANDREO P ET AL, Consistency in reference radiotherapy dosimetry: resolution of an apparent conundrum when ⁶⁰Co is the reference quality for charged-particle and photon beams, *Phys. Med. Biol.* 58:6593–6621, 2013.
- [18] VISVIKIS D, BARDIES M, CHIAVASSA S, DANFORD C, KIROV A, LAMARE F, MAIGNE L, STAELENS S, TASCHEREAU R, Use of the GATE Monte Carlo package for dosimetry applications, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 569:335-340, 2006.
- [19] JAN S., ET AL. GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy, *Phys. Med. Biol.* 56:881–901, 2011.
- [20] OPENGATE COLLABORATION, User’s guide for GATE v6.2, L’Agence nationale de la recherche.

- [21] PODGORSAK E.B., Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students, International Atomic Energy Agency, Viena 2005.
- [22] KHAN F., The physics of radiation therapy, Lippincott Williams and Wilkins 2003.
- [23] ATTIX F. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Jon Wiley and Sons Inc, United States of america 1986.
- [24] HENDEE W, IBBOTT G, Radiation Therapy Physics 3ed., Jon Wiley and Sons Inc, United States of america 2005.
- [25] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Dosimetry of High-Energy Photon Beams Based on Standards of Absorbed Dose to Water, ICRU 2002.
- [26] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation Technical Report 85, ICRU 2011.
- [27] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37:2-4, 2007.
- [28] CAPOTE R. ET AL Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy. Report INDC (NDS)-0484, International Nuclear Data Committee, International Atomic Energy Agency, Vienna 2006.
- [29] RODRIGUEZ M, SEMP AU J, FOG LIATA A, COZZI L, SAUERWEIN W AND BRUALLA L, A geometrical model for the Monte Carlo simulation of the TrueBeam linac, Phys. Med. Biol. 60:N219–N229, 2015.
- [30] RODRIGUEZ M, SEMP AU J AND BRUALLA L, A combined approach of variance-reduction techniques for the efficient Monte Carlo simulation of linacs, Phys. Med. Biol. 57:3013–3024, 2012.
- [31] BELOSI M, RODRIGUEZ M, FOG LIATA A ET AL., Monte Carlo simulation of TrueBeam flattening-filter-free beams using Varian phase-space files: Comparison with experimental data, Med. Phys. 41, 2014.
- [32] MORA G, MAIO A, ROGERS D, Monte Carlo simulation of a typical ^{60}Co therapy source, Medical Physics, 26, 1999.
- [33] MUIR B, XIONG G, PALANI T AND ROGERS D, ^{60}Co phase-space files generated using BEAMnrc, Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics (CLRP) Report CLRP-09-01.

- [34] GREVILLOT L, FRISSON T, MANEVAL D, ZAHRA M Simulation of a 6 MV Elekta Precise Linac photon beam using GATE/GEANT4, *Phys. Med. Biol.* 56:903–918, 2011.
- [35] VAZQUEZ-QUINO L. ET AL, Monte Carlo modeling of a Novalis TX Varian 6 MV with HD-120 multileaf collimator, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 13, 2012.
- [36] CONSTANTIN M. ET AL, Modeling the TrueBeam linac using a CAD to Geant4 geometry implementation: Dose and IAEA-compliant phase space calculations, *Med. Phys.* 38, 2011.
- [37] AGOSTINELLI S. ET. AL. Geant4: a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 506:250-303, 2003.
- [38] BIELAJEW A. ET. AL. History, overview and recent improvements of EGS4. Technical Report NRC-PIRS-0436, National Research Council of Canada, 1994.
- [39] ROGERS D. AND BIELAJEW A. *The Dosimetry of Ionizing Radiation*, volume III, chapter 5: Monte Carlo Techniques of Electron and Photon Transport for Radiation Dosimetry, pages 427-533. Academic Press, 1990.
- [40] ANDREO P. Monte Carlo Techniques in Medical Radiation Physics, *Physics in Medicine and Biology*, 36:861-920, 1991.

Anexo A

Scripts para simulaciones

Para un mejor manejo de todos los parámetros necesarios en la ejecución de una simulación, se ubicaron algunos parámetros en scripts más pequeños para posteriormente utilizarlos en el código principal. Como se observó en la Sección 3.1.3 estos pequeños scripts tiene la información tanto de los procesos físicos como de la geometría utilizada. A continuación se ubicaran primero los scripts secundarios y al final el principal.

A.1. Procesos físicos

```
#####  
#   Procesos Electromagnéticos  
#####  
  
# Para Leptones  
  
/gate/physics/addProcess PhotoElectric  
/gate/physics/processes/PhotoElectric/setModel StandardModel  
  
/gate/physics/addProcess Compton  
/gate/physics/processes/Compton/setModel StandardModel  
  
/gate/physics/addProcess GammaConversion  
/gate/physics/processes/GammaConversion/setModel StandardModel  
  
/gate/physics/addProcess ElectronIonisation  
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e-  
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e+  
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setStepFunction e+ 0.2 0.1 mm  
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setStepFunction e- 0.2 0.1 mm  
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setLinearLossLimit electron 0.01  
  
/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung  
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e-  
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e+  
  
/gate/physics/addProcess PositronAnnihilation  
  
/gate/physics/addProcess eMultipleScattering
```

```
/gate/physics/processes/eMultipleScattering/setGeometricalStepLimiterType e- distanceToBoundary
/gate/physics/processes/eMultipleScattering/setGeometricalStepLimiterType e+ distanceToBoundary
```

```
# Propiedades
```

```
/gate/physics/setEMin 0.1 keV
/gate/physics/setEMax 10 GeV
/gate/physics/setDEDXBinning 350
/gate/physics/setLambdaBinning 350
```

```
#=====
```

A.2. Tabla de materiales

```
#=====
#   Materiales Gate
#=====
```

```
[Elements]
```

```
Hydrogen: S= H   ; Z=  1. ; A=  1.01 g/mole
Nitrogen: S= N   ; Z=  7. ; A= 14.01 g/mole
Argon:    S= Ar  ; Z= 18. ; A= 39.95 g/mole
Carbon:   S= C   ; Z=  6. ; A= 12.01 g/mole
Oxygen:   S= O   ; Z=  8. ; A= 16.00 g/mole
Aluminium: S= Al ; Z= 13. ; A= 26.98 g/mole
Titanium: S= Ti  ; Z= 22. ; A= 47.867 g/mole
Iron:     S= Fe  ; Z= 26. ; A= 55.845 g/mole
Cobalt:   S= Co  ; Z= 27. ; A= 58.933 g/mole
Copper:   S= Cu  ; Z= 29. ; A= 63.39 g/mole
```

```
[Materials]
```

```
Graphite: d=1.85 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
+el: name=Carbon ; n=1
```

```
Vacuum: d=0.000001 mg/cm3 ; n=1
+el: name=Hydrogen ; n=1
```

```
Aluminium: d=2.7 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
+el: name=auto ; n=1
```

```
Plexiglass: d=1.19 g/cm3; n=3; state=solid
+el: name=Hydrogen; f=0.080538
+el: name=Carbon; f=0.599848
+el: name=Oxygen; f=0.319614
```

```
Water: d=1.00 g/cm3; n=2 ; state=liquid
+el: name=Hydrogen ; n=2
+el: name=Oxygen; n=1
```

```
Air: d=1.29 mg/cm3 ; n=4 ; state=gas
+el: name=Nitrogen; f=0.755268
+el: name=Oxygen; f=0.231781
+el: name=Argon; f=0.012827
+el: name=Carbon; f=0.000124
```

```

PMMA:  d=1.195 g/cm3; n=3 ; state=Solid
        +el: name=Hydrogen ; f=0.080541
        +el: name=Carbon ; f=0.599846
        +el: name=Oxygen; f=0.319613
#=====

```

A.3. Cámara de ionización PTW 30013

```

#=====
#  Cámara de ionización PTW 30013
#=====

#Capa de PMMA
/gate/mainbox/daughters/name  chamber
/gate/mainbox/daughters/insert  cylinder
/gate/chamber/setMaterial  PMMA
/gate/chamber/geometry/setRmax  3.475 mm
/gate/chamber/geometry/setRmin  3.14 mm
/gate/chamber/geometry/setHeight  21.2 mm
/gate/chamber/vis/setVisible  1
/gate/chamber/vis/setColor  red
/gate/chamber/placement/setRotationAxis  0 1 0
/gate/chamber/placement/setRotationAngle  90 deg
/gate/chamber/placement/setTranslation  0 0 -5 cm

/gate/mainbox/daughters/name  cono1
/gate/mainbox/daughters/insert  cone
/gate/cono1/setMaterial  PMMA
/gate/cono1/geometry/setRmax1  3.475 mm
/gate/cono1/geometry/setRmin1  0 mm
/gate/cono1/geometry/setRmax2  0.001 mm
/gate/cono1/geometry/setRmin2  0 mm
/gate/cono1/geometry/setHeight  2.4 mm
/gate/cono1/vis/setVisible  1
/gate/cono1/vis/forceSolid
/gate/cono1/vis/setColor  red
/gate/cono1/placement/setTranslation  11.8 0 -50 mm
/gate/cono1/placement/setRotationAxis  0 1 0
/gate/cono1/placement/setRotationAngle  90 deg

#Capa de Grafito
/gate/mainbox/daughters/name  chamber_c
/gate/mainbox/daughters/insert  cylinder
/gate/chamber_c/setMaterial  Graphite
/gate/chamber_c/geometry/setRmax  3.14 mm
/gate/chamber_c/geometry/setRmin  3.05 mm
/gate/chamber_c/geometry/setHeight  21.2 mm
/gate/chamber_c/vis/setVisible  1
/gate/chamber_c/vis/setColor  yellow
/gate/chamber_c/placement/setRotationAxis  0 1 0
/gate/chamber_c/placement/setRotationAngle  90 deg
/gate/chamber_c/placement/setTranslation  0 0 -5 cm

/gate/cono1/daughters/name  cono2
/gate/cono1/daughters/insert  cone
/gate/cono2/setMaterial  Graphite

```

```

/gate/cono2/geometry/setRmax1 3.14 mm
/gate/cono2/geometry/setRmin1 0 mm
/gate/cono2/geometry/setRmax2 0.001 mm
/gate/cono2/geometry/setRmin2 0 mm
/gate/cono2/geometry/setHeight 2.065 mm
/gate/cono2/vis/setVisible 1
/gate/cono2/vis/forceSolid
/gate/cono2/vis/setColor yellow
/gate/cono2/placement/setTranslation 0 0 -0.1675 mm
/gate/cono2/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/cono2/placement/setRotationAngle 0 deg

```

#Capa de Aire

```

/gate/mainbox/daughters/name chamber_b
/gate/mainbox/daughters/insert cylinder
/gate/chamber_b/setMaterial Air
/gate/chamber_b/geometry/setRmax 3.05 mm
/gate/chamber_b/geometry/setRmin 0.55 mm
/gate/chamber_b/geometry/setHeight 21.2 mm
/gate/chamber_b/vis/setVisible 1
/gate/chamber_b/vis/setColor white
/gate/chamber_b/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/chamber_b/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/chamber_b/placement/setTranslation 0 0 -5 cm

```

```

/gate/cono2/daughters/name cono3
/gate/cono2/daughters/insert cone
/gate/cono3/setMaterial Air
/gate/cono3/geometry/setRmax1 3.05 mm
/gate/cono3/geometry/setRmin1 0 mm
/gate/cono3/geometry/setRmax2 0.001 mm
/gate/cono3/geometry/setRmin2 0 mm
/gate/cono3/geometry/setHeight 1.975 mm
/gate/cono3/vis/setVisible 1
/gate/cono3/vis/forceSolid
/gate/cono3/vis/setColor white
/gate/cono3/placement/setTranslation 0 0 0.045 mm
/gate/cono3/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/cono3/placement/setRotationAngle 0 deg

```

#Alambre de Aluminio

```

/gate/mainbox/daughters/name chamber_a
/gate/mainbox/daughters/insert cylinder
/gate/chamber_a/setMaterial Aluminium
/gate/chamber_a/geometry/setRmax 0.55 mm
/gate/chamber_a/geometry/setHeight 21.2 mm
/gate/chamber_a/vis/setVisible 1
/gate/chamber_a/vis/setColor grey
/gate/chamber_a/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/chamber_a/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/chamber_a/placement/setTranslation 0 0 -5 cm

```

#=====

A.4. Script principal

#-----oooooooooooooooooooooooooooooooo-----#

```

# Cámara de Ionización PTW 30013 a 10 cm de profundidad campo 10x10
# Espacio de fases del acelerador lineal Varian Unique

#-----oooooooooooooooooooooooooooooooo-----#

#=====
# VERBOSE and VISUALISATION
#=====

/control/execute 1e8/1/6mvcc/mac/verbose.mac
#/control/execute 1e8/1/6mvcc/mac/visu.mac

#=====
# GEOMETRY
#=====

/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db

# World
/gate/world/geometry/setXLength 5 m
/gate/world/geometry/setYLength 5 m
/gate/world/geometry/setZLength 5 m
/gate/world/setMaterial Air

# Global Box
/gate/world/daughters/name          mainbox
/gate/world/daughters/insert        box
/gate/mainbox/setMaterial           Water
/gate/mainbox/geometry/setXLength   30.0 cm
/gate/mainbox/geometry/setYLength   30.0 cm
/gate/mainbox/geometry/setZLength   30.0 cm
/gate/mainbox/placement/setTranslation 0 0 100 cm
/gate/mainbox/vis/setVisible 1
/gate/mainbox/vis/setColor blue

#Camara de Ionizacion
/control/execute data/tn30013-10cmz.mac

#=====
# PHYSICS
#=====

/control/execute                    1e8/1/6mvcc/mac/physicslist_EM_std.mac

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion  world 1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion world 1 mm

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion  mainbox 0.1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion mainbox 0.1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion mainbox 0.1 mm

/gate/physics/displayCuts

```

```

#=====
# DETECTORS
#=====

/gate/actor/addActor                DoseActor  doseDistribution
/gate/actor/doseDistribution/save    1e8/1/6mvcc/output/cuerpo.txt
/gate/actor/doseDistribution/attachTo chamber_b
/gate/actor/doseDistribution/stepHitType random
/gate/actor/doseDistribution/setVoxelSize 6.1 6.1 0.212 mm
/gate/actor/doseDistribution/saveEveryNSeconds 60
/gate/actor/doseDistribution/enableEdep true
/gate/actor/doseDistribution/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistribution/enableDose true
/gate/actor/doseDistribution/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseDistribution/enableNumberOfHits true

/gate/actor/addActor                DoseActor  doseDistribution2
/gate/actor/doseDistribution2/save   1e8/1/6mvcc/output/cono.txt
/gate/actor/doseDistribution2/attachTo cono3
/gate/actor/doseDistribution2/stepHitType random
/gate/actor/doseDistribution2/setVoxelSize 6.1 6.1 0.1975 mm
/gate/actor/doseDistribution2/saveEveryNSeconds 60
/gate/actor/doseDistribution2/enableEdep true
/gate/actor/doseDistribution2/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistribution2/enableDose true
/gate/actor/doseDistribution2/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseDistribution2/enableNumberOfHits true

/gate/actor/addActor                SimulationStatisticActor stat
/gate/actor/stat/save               1e8/1/6mvcc/output/statCam.txt
/gate/actor/stat/saveEveryNSeconds 60

/gate/actor/addActor                ParticleInVolumeActor counter
/gate/actor/counter/save             1e8/1/6mvcc/output/counterCam.txt
/gate/actor/counter/saveEveryNSeconds 60
/gate/actor/counter/addFilter        IDFilter
/gate/actor/counter/IDFilter/selectID 1
/gate/actor/counter/attachTo        mailbox
/gate/actor/counter/setResolution    1 1 1

#=====
# INITIALISATION
#=====

/gate/run/initialize

#=====
# BEAMS
#=====

/gate/source/addSource              mybeam phaseSpace
/gate/source/mybeam/addPhaseSpaceFile data/Varian_Unique_600C_6MV_10x10.IAEAphsp

#=====
# START BEAMS
#=====

```

```

/gate/random/setEngineName MersenneTwister
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 100000000
/gate/application/start

```

```
exit
```

```
#####
```

A.5. Espacio de fases

El archivo del espacio de fases (.IAEAphsp) es un binario por lo que no posee código de simulación, sin embargo, cada uno de estos archivos posee otro archivo (.IAEAheader) el cual posee los parámetros de simulación utilizados para obtener dicho espacio de fases. A continuación se encuentran los archivos correspondientes al acelerador lineal Varian Unique y a la fuente de ^{60}Co Eldorado.

```

#####
# Espacio de fases Varian Unique
#####

$IAEA_INDEX:
// IAEA website: www-nds.iaea.org/phsp/photon/

$TITLE:
PHASESPACE in IAEA format for Varian Unique 600C, 6MV photon

$FILE_TYPE:
0

$CHECKSUM:
2066850636

$RECORD_CONTENTS:
1 // X is stored ?
1 // Y is stored ?
1 // Z is stored ?
1 // U is stored ?
1 // V is stored ?
1 // W is stored ?
1 // Weight is stored ?
0 // Extra floats stored ?
2 // Extra longs stored ?
1 // Incremental history number stored in the extralong array [ 0]
3 // ILB PENELOPE variable stored in the extralong array [ 1]

$RECORD_CONSTANT:

$RECORD_LENGTH:
37

```



```

$BYTE_ORDER:
1234

$ORIG_HISTORIES:
23446736

$PARTICLES:
55860828

$PHOTONS:
55755586

$ELECTRONS:
101764

$POSITRONS:
3478

$TRANSPORT_PARAMETERS:
C1 = C2 = 0.1
WCC = 100 keV and WCR = 20 keV

$MACHINE_TYPE:
VARIAN UNIQUE 600C

$MONTE_CARLO_CODE_VERSION:
PENELOPE 2008
penEasyLinac 2009-12-01
penEasy 2009-11-04

$GLOBAL_PHOTON_ENERGY_CUTOFF:
    20 keV
$GLOBAL_PARTICLE_ENERGY_CUTOFF:
    100 keV
$COORDINATE_SYSTEM_DESCRIPTION:
Cartesian right-handed
Origin: z = 0, upstream face of the target, x = y = 0 central position of the target
z axis parallel to beam direction, pointing downstream
y along the direction of movement of the upper jaws, pointing towards the accessory holder when seen from its aperture
x axis along the direction of movement of the lower jaws

// OPTIONAL INFORMATION

$BEAM_NAME:
6 MV PHOTON BEAM

$FIELD_SIZE:
10X10 cm2

$NOMINAL_SSD:
100 cm

$MC_INPUT_FILENAME:

$VARIANCE_REDUCTION_TECHNIQUES:
Movable skins applied to the primary collimator and the jaws
Rotational splitting applied on a plane located below the ionisation chamber and above the secondary collimator
Interaction forcing (in the target)

```

\$INITIAL_SOURCE_DESCRIPTION:

Electron point source at $x = y = z = 0$
Monodirectional beam $v_x = v_y = 0, v_z = 1$
Monoenergetic, $E = 5.88$ MeV

\$PUBLISHED_REFERENCE:

L Brualla, F Salvat and R Palanco-Zamora.
Efficient Monte Carlo simulation of multileaf collimators using geometry-related variance-reduction techniques
Phys. Med. Biol. 54 (2009) 4131-4149
PHSP available online at <http://www-nds.iaea.org/phsp/>, IAEA, Vienna

\$AUTHORS:

L. Brualla, R. Palanco-Zamora, MA. Duch, J. Sempau

\$INSTITUTION:

Universitätsklinikum Essen (Germany), Karolinska University Hospital (Sweden), Universitat Politecnica de Catalunya (Spain)

\$LINK_VALIDATION:

VarianUnique_600C_6MV.pdf. Available online at <http://www-nds.iaea.org/phsp/>, IAEA, Vienna

\$ADDITIONAL_NOTES:

This is IAEA header as defined in the technical
report IAEA(NDS)-0484, Vienna, 2006

\$STATISTICAL_INFORMATION_PARTICLES:

//	Weight	Wmin	Wmax	<E>	Emin	Emax	Particle
	35841.1	6.667E-08	0.0006667	1.887	0.0201	5.88	PHOTONS
	66.2347	6.667E-08	0.0006667	1.655	0.1	5.632	ELECTRONS
	2.31603	6.667E-06	0.0006667	1.825	0.1079	4.532	POSITRONS

\$STATISTICAL_INFORMATION_GEOMETRY:

-5.99835 5.99899
-5.99912 5.99889
66.8 67

#=====

#=====

Espacio de fases Eldorado

#=====

\$IAEA_INDEX:

// iaea_nophant_forphsp_10x10_at80p5.1.IAEAheader

\$TITLE:

ELDORADO_Co60_10x10

\$FILE_TYPE:

0

\$CHECKSUM:

330800794

```

$RECORD_CONTENTS:
  1 // X is stored ?
  1 // Y is stored ?
  0 // Z is stored ?
  1 // U is stored ?
  1 // V is stored ?
  1 // W is stored ?
  1 // Weight is stored ?
  1 // Extra floats stored ?
  2 // Extra longs stored ?
  3 // ZLAST variable stored in the extrafloat array [ 0]
  1 // Incremental history number stored in the extralong array [ 0]
  2 // LATCH EGS variable stored in the extralong array [ 1]

$RECORD_CONSTANT:
  80.5000 // Constant Z

$RECORD_LENGTH:
  37

$BYTE_ORDER:
  1234

$ORIG_HISTORIES:
  5000000000

$PARTICLES:
  8940562

$PHOTONS:
  8883181

$ELECTRONS:
  57380

$POSITRONS:
  1

$TRANSPORT_PARAMETERS:
  See input file below.

$MACHINE_TYPE:
  64 bit Woodcrest 3 GHz

$MONTE_CARLO_CODE_VERSION:
  BEAMnrc 2007

$GLOBAL_PHOTON_ENERGY_CUTOFF:
  0.01000
$GLOBAL_PARTICLE_ENERGY_CUTOFF:
  0.08900
$COORDINATE_SYSTEM_DESCRIPTION:

// OPTIONAL INFORMATION

$BEAM_NAME:
  Eldorado Co-60
$FIELD_SIZE:

```

10 cm x 10 cm
\$NOMINAL_SSD:
80.5 cm

\$MC_INPUT_FILENAME:

iaea_nophant_forphsp_10x10_at80p5.egsinp

\$VARIANCE_REDUCTION_TECHNIQUES:

Range rejection, ESAVE 2.00 MeV

\$INITIAL_SOURCE_DESCRIPTION:

Isotropic photons with 2 energies

\$PUBLISHED_REFERENCE:

a) Monte Carlo simulation of a typical 60Co therapy source, Medical Physics 26 (1999) 2494 -- 2502.

b) 60Co phase-space files using BEAMnrc input files

\$AUTHORS:

a) G. Mora, A. Maio and D. W. O. Rogers

b) B. Muir, G. Xiong, P.S. Selvam and D.W.O. Rogers

\$INSTITUTION:

a) National Research Council of Canada

b) Carleton University

\$LINK_VALIDATION:

\$ADDITIONAL_NOTES:

This is the actual input file for BEAMnrc to be used with the
gmora.pegs4dat data file and bareco60.spectrum file available on
http://www.physics.carleton.ca/clrp/Co60_phsp/

Eldorado6, 10x10 @ 80.5cm, no water phantom, for phsp data

#!GUI1.0

AIR521ICRU

0, 0, 0, 4, 0, 3, 1, IWATCH ETC.

5000000000.0, 34, 15, 100.0, 0, 0, 0, 0, NCASE ETC.

0, 3, 0, 1, -2.1, -0.1, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE + OPTIONS

1, SPECTRUM

/home/drogers/HEN_HOUSE_MP7/spectra/bareco60.spectrum

1

0, 0, 0.6, 0.01, 0, 2, 2.0, 0, ECUT,PCUT,IREJCT,ESAVE

0, 1, 1, 5, 5, PHOTON FORCING

1, 4, SCORING INPUT

10, 1

0.5, 2, 3, 4, 5, 10, 14.65, 15.65, 16.65, 20,

0, DOSE COMPONENTS

-5.1, Z TO FRONT FACE

***** start of CM CONESTAK with identifier CAPSULE *****

3.337, RMAX

capsule+lead no e- transport in pb or iron side and back

-5.1, 1.337, ZMIN, RBN

4, NUMBER OF LAYERS

2.0, 1.0, 1.0,

1.0, 1.0, 1.0,

2.0, 1.0, 1.0,

0.1, 1.0, 1.0,

1.521, 0.01, 0, 5, OUTER WALL

PB521ICRU

1.521, 0.01, 0, 6,

PB521ICRU

1.521, 0.01, 0, 6,

PB521ICRU

1.921, 0.01, 0, 2,

FE700ICRU

```

1.921, 0.01, 0, 2,
FE700ICRU
1.421, 0.01, 0, 1,
C0521
1.421, 0.01, 0, 3,
FE700ICRU
0.713, 0.01, 32, 4,
FE700ICRU
0.713, 0.01, 32, 4,
FE700ICRU
***** start of CM PYRAMIDS with identifier PRIMCOLL *****
12.0, RMAX
primary collimator
1, 0, #LAYERS, AIR OUTSIDE
1.5, 7.7, 1.4, 2.684, -1.4, -2.684, 1.4, 2.684, -1.4, -2.684, 12.0, 12.0,
0.6, 0.01, 30, 9, ECUT ETC. FOR AIR
0.7, 0.01, 31, 7,
HEVIMET521
***** start of CM PYRAMIDS with identifier OUTCOLL *****
30.0, RMAX
outer collimator set for 30x30 at 80.5 cm
5, 0, #LAYERS, AIR OUTSIDE
8.1, 11.1, 1.477, 1.512, -1.477, -1.512, 1.477, 1.512, -1.477, -1.512, 25.0, 25.0,
14.1, 16.9, 1.547, 1.579, -1.547, -1.579, 1.547, 1.579, -1.547, -1.579, 25.0, 25.0,
19.3, 21.4, 1.607, 1.632, -1.607, -1.632, 1.607, 1.632, -1.607, -1.632, 25.0, 25.0,
23.6, 25.7, 1.658, 1.682, -1.658, -1.682, 1.658, 1.682, -1.658, -1.682, 25.0, 25.0,
26.9, 27.4, 1.696, 1.702, -1.696, -1.702, 1.696, 1.702, -1.696, -1.702, 25.0, 25.0,
0.6, 0.01, 40, 9, ECUT ETC. FOR AIR
0.7, 0.01, 33, 8,
PB700ICRU
0.7, 0.01, 34, 11,
PB700ICRU
0.7, 0.01, 35, 12,
PB700ICRU
0.7, 0.01, 36, 13,
PB700ICRU
0.7, 0.01, 37, 14,
PB700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier AIR *****
50.0, RMAX
air gap after unit to 80.5 SSD
2, NSLABS
27.4, ZMIN
30.6, 0.6, 0.01, 38, 10, 2.0
AIR521ICRU
22.5, 0.6, 0.01, 38, 10, 2.0
AIR521ICRU
*****end of all CMs*****
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.6
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 5
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= PRESTA-I
Skin depth for BCA= 0

```

```

Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= Simple
Brems cross sections= BH
Bound Compton scattering= On
Pair angular sampling= Simple
Photoelectron angular sampling= Off
Rayleigh scattering= Off
Atomic relaxations= On
Electron impact ionization= Off
Photon cross sections= xcom

```

```

:Stop MC Transport Parameter:
#####

```

```

$STATISTICAL_INFORMATION_PARTICLES:

```

//	Weight	Wmin	Wmax	<E>	Emin	Emax	Particle
	8.88318E+06	1	1	1.043	0.01	1.335	PHOTONS
	57380	1	1	1.112	0.5989	1.744	ELECTRONS
	1	1	1	0.7185	0.7185	0.7185	POSITRONS

```

$STATISTICAL_INFORMATION_GEOMETRY:

```

```

-49.9999 49.9987
-49.999 49.9989

```

```

#=====

```

A.6. Script para la curva de dosis a profundidad

```

#=====
# VERBOSE and VISUALISATION
#=====

```

```

/control/execute data/verbose.mac
#/control/execute data/visu.mac

```

```

#=====
# GEOMETRY
#=====

```

```

/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db

```

```

# World
/gate/world/geometry/setXLength 5 m
/gate/world/geometry/setYLength 5 m
/gate/world/geometry/setZLength 5 m
/gate/world/setMaterial Air

```

```

# Global Box
/gate/world/daughters/name          mainbox
/gate/world/daughters/insert        box
/gate/mainbox/setMaterial            Water
/gate/mainbox/geometry/setXLength    30.0 cm
/gate/mainbox/geometry/setYLength    30.0 cm
/gate/mainbox/geometry/setZLength    30.0 cm
/gate/mainbox/placement/setTranslation 0 0 100 cm

```

```

/gate/mainbox/vis/setVisible 1
/gate/mainbox/vis/setColor blue

#=====
# PHYSICS
#=====

/control/execute                data/physicslist_EM_std.mac

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion    world 1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion world 1 mm

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion    mainbox 0.1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion mainbox 0.1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion mainbox 0.1 mm

/gate/physics/displayCuts

#=====
# DETECTORS
#=====

/gate/actor/addActor                DoseActor doseDistributionm
/gate/actor/doseDistributionm/save    PDD2/100cm/1/output/mainPDD.txt
/gate/actor/doseDistributionm/attachTo    mainbox
/gate/actor/doseDistributionm/stepHitType    random
/gate/actor/doseDistributionm/setPosition    0 0 0 cm
/gate/actor/doseDistributionm/setSize        1 1 30 cm
/gate/actor/doseDistributionm/setVoxelSize  1 1 0.1 cm
/gate/actor/doseDistributionm/saveEveryNSeconds 60
/gate/actor/doseDistributionm/enableEdep    true
/gate/actor/doseDistributionm/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistributionm/enableDose    true
/gate/actor/doseDistributionm/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseDistributionm/enableNumberOfHits true

/gate/actor/addActor                SimulationStatisticActor stat
/gate/actor/stat/save                PDD2/100cm/1/output/statPDD.txt
/gate/actor/stat/saveEveryNSeconds 60

/gate/actor/addActor                ParticleInVolumeActor counter
/gate/actor/counter/save              PDD2/100cm/1/output/counterPDD.txt
/gate/actor/counter/saveEveryNSeconds 60
/gate/actor/counter/addFilter         IDFilter
/gate/actor/counter/IDFilter/selectID 1
/gate/actor/counter/attachTo          mainbox
/gate/actor/counter/setResolution     1 1 1

#=====
# INITIALISATION
#=====

/gate/run/initialize

```

```
#=====
# BEAMS
#=====

/gate/source/addSource          mybeam phaseSpace
/gate/source/mybeam/addPhaseSpaceFile  data/Varian_Clinac_600C_6MV_10x10.IAEHeader

#=====
# START BEAMS
#=====

/gate/random/setEngineName MersenneTwister
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 900000000
/gate/application/start
```